



TESIS DOCTORAL

DOCTORADO EN MEDICINA
UNIVERSIDAD DE VALENCIA

Rendimiento de los ventiladores de turbina para cuidados críticos

**Estudio comparativo sobre modelo de
pulmón físico**

CARLOS DELGADO NAVARRO

Directores:

- Francisco Javier Belda Nácher
- Carlos Ferrando Ortolá
- Jaume Puig Bernabéu

Octubre del 2018

Departamento de Cirugía

Facultad de Medicina - Universidad de Valencia

Rendimiento de los Nuevos ventiladores de turbina para cuidados críticos

Estudio comparativo sobre modelo de pulmón físico

Carlos Delgado Navarro

DIRECTORES

Dr. Francisco Javier Belda Nácher

Dr. Carlos Ferrando Ortolá

Dr. Jaume Puig Bernabéu

Índice general

I. Introducción general, hipótesis y objetivos	11
II. Metodología	19
1. Introducción	19
2. Montaje general	20
3. Modelo de pulmón físico	22
4. Respirador maestro	27
5. Sistema de recogida de señales	27
5.1. Sensores de magnitudes	27
5.2. Sistema de conversión de señales analógico-digital	32
5.3. Software de registro de señales digitales	34
6. Definición de los experimentos	35
6.1. Definición del modo ventilatorio y sus parámetros	35
6.2. Definición de los parámetros mecánicos	36
6.3. Definición de los niveles de esfuerzo	37
6.4. Parámetros evaluados	38
7. Respiradores a estudio	41
8. Experimentación y recogida de datos	43
8.1. Código de los experimentos	43
8.2. Descripción de las sesiones de experimentación	46
9. Descripción del script de procesamiento	47
9.1. Funcionalidades y características del script	47
9.2. Configuración del script	51
9.3. Código fuente	54
9.4. Funcionamiento del script	54
9.5. Generación de hoja de resultados y gráficas	59
10. Análisis estadístico de los datos	61

III. Resultados y desarrollo argumental	62
1. Resultados de la evaluación del trigger	62
2. Resultados de la evaluación de la presurización	77
3. Discusión metodológica	85
3.1. Estudios experimentales de rendimiento	85
3.2. Modelos pulmonares	88
3.3. Respirador maestro	94
3.4. Recogida de señales	95
3.5. Selección de parámetros mecánicos	99
3.6. Selección del modo de presión de soporte	103
3.7. Niveles de esfuerzo	106
3.8. Condiciones experimentales	108
3.9. Parámetros analizados	109
3.10. Respiradores a estudio	118
3.11. Registro y procesamiento de las señales	130
4. Discusión de los resultados	135
5. Discusión de las implicaciones del estudio	152
6. Limitaciones	155
IV. Conclusiones	159
BIBLIOGRAFÍA	161
APÉNDICE: Código fuente del script de procesamiento	182

Lista de abreviaturas y siglas

PD: Caída de presión.

PTP: Producto presión-tiempo.

TDT: Tiempo de retraso del trigger.

TPM: Tiempo hasta la presión mínima.

UCI: Unidad de cuidados intensivos.

EUA: Estados Unidos de América.

PEEP: Presión positiva tele-espiratoria.

PS: Presión de soporte; **PSV:** Ventilación con presión de soporte.

NAVA: Ventilación Asistida Ajustada Neuralmente, **VCV:** Ventilación controlada por volumen; **ACV:** Ventilación asistida-controlada.

ms: Milisegundos; **cmH₂O:** Centímetros de agua.

VT: Volumen corriente; **VT_{acc}:** Precisión en la medición del volumen corriente.

WOB: Trabajo respiratorio; **WOB_{trig}:** Trabajo respiratorio durante el trigger.

Crs: Distensibilidad del sistema respiratorio; **CW:** Distensibilidad de la pared torácica; **CL:** Distensibilidad pulmonar dinámica.

Lista de figuras y tablas

Tablas:

- Tabla 1 – Características comparativas de los ventiladores.
- Tabla 2 – Conjunto de condiciones experimentales ejecutadas con sus códigos.
- Tabla 3 – Resultados obtenidos en el parámetro PD.
- Tabla 4 – Resultados obtenidos en el parámetro TPM.
- Tabla 5 – Resultados obtenidos en el parámetro TDT.
- Tabla 6 – Resultados obtenidos en el parámetro PTPt.
- Tabla 7 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro PD como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados.
- Tabla 8 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro TPM como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados.
- Tabla 9 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro TDT como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados.
- Tabla 10 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro PTPt como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados.
- Tabla 11 – Resultados obtenidos en el parámetro iPTP300%.
- Tabla 12 – Resultados obtenidos en el parámetro iPTP500%.
- Tabla 13 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro iPTP300% como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados.
- Tabla 14 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro iPTP500% como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados.

Figuras:

- Figura 1 - Diagrama del montaje para la experimentación.
- *Figura 2* – Modelo Dual Adult TTL 5600i.
- *Figura 3* – Mecanismo de ajuste de distensibilidad en el modelo.
- *Figura 4* – Estructura esquemática del procedimiento de calibración de un sensor de presión mediante manómetro de agua.
- *Figura 5* – Estructura esquemática de un neumotacógrafo tipo Fleisch no. 2.
- *Figura 6* – Estructura de los dispositivos Biopac® UIM100C y MP100A-CE.
- *Figura 7* – Representación gráfica de los parámetros utilizados.
- *Figura 8* – Ejemplo de gráfica de presión y flujo generada por el script.
- *Figura 9* – Ejemplo de pantalla de selección manual de la línea de base en la gráfica de flujo.
- *Figura 10* – Ejemplo de pantalla de selección de ciclos en el script.
- *Figura 11* – Ejemplo de pantalla de verificación manual de ciclo seleccionado.
- *Figura 12* – Ejemplo de pantalla de verificación manual de la selección de deflexiones en un ciclo en el script de análisis en MATLAB®.
- *Figura 13* – Ejemplo y diagrama de la estructura del fichero .csv generado por el script abierto en Microsoft Excel.
- *Figura 14* – Diagrama de resultados de PD con P0.1 2 cmH₂O.
- *Figura 15* – Diagrama de resultados de PD con P0.1 4 cmH₂O.
- *Figura 16* – Diagrama de resultados de TPM con P0.1 2 cmH₂O.
- *Figura 17* – Diagrama de resultados de TPM con P0.1 4 cmH₂O.
- *Figura 18* – Diagrama de resultados de TDT con P0.1 2 cmH₂O.
- *Figura 19* – Diagrama de resultados de TDT con P0.1 4 cmH₂O.
- *Figura 20* – Diagrama de resultados de PTPt con P0.1 2 cmH₂O.
- *Figura 21* – Diagrama de resultados de PTPt con P0.1 4 cmH₂O.

- *Figura 22* – Diagrama de resultados de iPTP300% con P0.1 2 cmH₂O.
- *Figura 23* – Diagrama de resultados de iPTP300% con P0.1 4 cmH₂O.
- *Figura 24* – Diagrama de resultados de iPTP500% con P0.1 2 cmH₂O.
- *Figura 25* – Diagrama de resultados de iPTP500% con P0.1 4 cmH₂O.
- *Figura 26* – Representación del ventilador Hamilton C2.
- *Figura 27* – Representación del ventilador Dräger Carina.
- *Figura 28* – Representación del ventilador Dräger Savina 300.
- *Figura 29* – Representación del ventilador Phillips Respironics Trilogy 202.
- *Figura 30* – Diagrama de la estructura y el montaje de los circuitos activo y pasivo del ventilador Phillips Respironics Trilogy 202.
- *Figura 31* – Representación del ventilador Phillips V60.
- *Figura 32* – Representación del ventilador Phillips V680.
- *Figura 33* – Representación del ventilador Carefusion Vela.

I. Introducción

Los ventiladores mecánicos pueden categorizarse según su nivel de complejidad en cuatro subgrupos:

- 1) ventiladores no invasivos a presión positiva,
- 2) ventiladores de transporte o domésticos,
- 3) ventiladores de la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) de medio nivel o ventiladores de cuidado subagudo, que son ventiladores diseñados con el fin de satisfacer una serie de necesidades limitadas en comparación con los ventiladores estándar de UCI, pero destinados igualmente para ser utilizados en el contexto agudo y
- 4) ventiladores de UCI estándar.

No existe una definición precisa del concepto de ventilador de UCI de medio nivel. En general, el suministro de gas, modo y capacidades de monitorización, así como el precio de estos ventiladores se encuentran entre los domésticos y los de UCI. De estos cuatro grupos, los ventiladores de UCI son los más sofisticados y utilizados más comúnmente. Como resultado, son el grupo que más frecuentemente se ha estudiado ⁽¹⁾ ⁽²⁾ ⁽³⁾. Sin embargo, los ventiladores de UCI de medio nivel se están encontrando disponibles cada vez con más frecuencia en muchos hospitales, desempeñando sus funciones en muchos contextos donde los

ventiladores de UCI se usaban tradicionalmente. Algunos estudios han evaluado también el rendimiento de los ventiladores de ventilación no invasiva a presión positiva^{(4) (5) (6)} y ventiladores domésticos y de transporte^{(7) (8) (9)}, pero los ventiladores de UCI de medio nivel como grupo, en contraste, no han sido estudiados en la misma profundidad.

Con las nuevas generaciones, los ventiladores de UCI de medio nivel tienden a ser cada vez más innovadores y sofisticados, en comparación con las previas, con el objetivo de permitir una mejor adaptación de las máquinas a las necesidades de los pacientes⁽¹⁰⁾. En los últimos años, los fabricantes han usado diferentes tecnologías y mecanismos (válvulas electromagnéticas, turbinas, pistones, Venturi) para generar el flujo de aire a la vez que optimizar el sincronismo durante los modos actualmente usados de ventilación asistida. Actualmente, existe una tendencia creciente a la instalación de turbinas como mecanismos generadores de flujo. Las turbinas son sistemas basados en rotores que aceleran proporcionalmente el flujo a alta velocidad⁽¹¹⁾. Al final de la espiración, las turbinas continúan en movimiento, generando un flujo constante que crea un nivel basal de PEEP/CPAP, que usualmente es el valor menor predefinido⁽¹²⁾.

Un objetivo importante de la ventilación mecánica asistida es la sincronización del ventilador con el esfuerzo inspiratorio del paciente, lo cual optimiza la comodidad y minimiza el esfuerzo respiratorio del mismo^{(13) (14) (15)}. La

ventilación de presión de soporte (PSV) es un modo ventilatorio en el que el esfuerzo inspiratorio espontáneo del paciente desencadena al ventilador para que éste proporcione un flujo variable de gas, que aumenta hasta que la presión en la vía aérea alcanza el nivel seleccionado. Así, durante cada inspiración espontánea, el paciente recibe una ventilación asistida limitada en presión. Mancebo et al reportaron que el trabajo respiratorio durante la inspiración era entre un 38% y un 64% menor con la adición de 15 cmH₂O en PSV usando 3 ventiladores diferentes en 9 adultos intubados en destete de soporte ventilatorio en UCI ⁽¹⁶⁾. Por ello, la PSV se utiliza en el contexto de cuidados intensivos para mejorar la sincronización del paciente con el ventilador y facilitar el destete de la ventilación ^{(17) (18) (19) (20)}. A pesar de que idealmente el ventilador detecta el esfuerzo del paciente inmediatamente y proporciona el flujo que encaja con las necesidades ventilatorias de éste, los asincronismos entre el paciente y el ventilador son comunes ^{(21) (22)}. Además, los retrasos inspiratorios y espiratorios parecen ser la norma ^{(23) (24)}, pese a marcadas mejoras en el rendimiento de los ventiladores de nuevas generaciones ⁽²⁾.

Durante la ventilación asistida con presión de soporte, desencadenada por el paciente, la descarga del esfuerzo es altamente dependiente de la interacción entre éste y el ventilador ^{(25) (26) (27)}, fenómeno que depende de las características del trigger y de suministro de flujo de gas del ventilador. Estas características han sido evaluadas en estudios previos en ventiladores de UCI ^{(1) (2) (28)} así como en ventiladores de cuidado doméstico y transporte ^{(7) (8) (9)} y de ventilación no invasiva

⁽⁴⁾ ⁽⁵⁾ ⁽⁶⁾, y de ellos se deduce que las capacidades de trigger y de suministro de gas de estos ventiladores pueden variar de forma importante.

Con el uso del modo PSV en el destete de pacientes, es habitual observar diferentes ritmos en la fase de recuperación en el proceso de desventilación en pacientes tratados con los mismos ajustes de PSV, más allá de las diferencias del contexto individual dentro de cada ventilador. Generalmente, en la práctica clínica, los problemas aparentes con un modo asistido como la PSV normalmente se relacionan con el empeoramiento de la situación del paciente o a defectos en los ajustes o elección del modo en sí mismo, pero un rendimiento técnico insuficiente del propio ventilador como causa de estos problemas se cita con poca frecuencia ⁽²⁹⁾ ⁽³⁰⁾. Ello se debe a que el impacto clínico de las características técnicas de un ventilador es difícil de determinar para el clínico a pie de cama. Por todo ello, se sabe poco acerca de la influencia concreta de las características técnicas específicas de cada ventilador en su rendimiento y sobre sus eficiencias relativas en la clínica.

Con respecto a las características técnicas de cada ventilador, las especificaciones proporcionadas por los fabricantes a menudo pueden ser muy diferentes al compararlas con su reflejo en el contexto clínico real, debido a la gran variabilidad en los diferentes parámetros que este implica, entre otros factores. Por ello surgen los estudios experimentales sobre modelo físico pulmonar, a fin de

proporcionar unas condiciones controladas y reproducibles para la evaluación de dichas características.

Diversos estudios en modelo pulmonar demuestran que las diferencias técnicas entre los ventiladores pueden afectar marcadamente su rendimiento en la asistencia de pacientes, especialmente en relación con la función de trigger y el proceso de presurización ^{(6) (16) (31) (32)}. Richard et al efectuaron a tal efecto un estudio comparativo en el que el nivel de rendimiento de 22 ventiladores, en PSV, se probó bajo diferentes condiciones ⁽²⁾. En este trabajo se reportó que, respecto al rendimiento en el trigger, los ventiladores de nueva generación, incluyendo algunos de pistón y turbina, funcionan mejor que los de generaciones previas. Por otra parte, la capacidad para satisfacer las demandas de flujo pico también ha sido comparada en diferentes ventiladores, en un modelo pulmonar simulando la ventilación espontánea ^{(6) (28)}. A estos efectos, se encuentra una gran variabilidad en el rendimiento de los ventiladores estudiados, especialmente con esfuerzos inspiratorios altos.

En los resultados de los estudios anteriores, se pone de manifiesto que, las diferencias en los esfuerzos necesarios para desencadenar el ventilador ^{(32) (33)} y en la calidad de presurización ^{(11) (16)} tienen un impacto relevante en el trabajo respiratorio del paciente. A pesar de que no hay estudios específicamente diseñados para evaluar el impacto del rendimiento del ventilador sobre el resultado

en la práctica clínica, los ventiladores de UCI de nivel medio tienen a implementar mejoras en ese sentido, en una evolución que ha sido evidente a lo largo de las últimas dos décadas. En este contexto, surge la nueva generación de ventiladores de UCI de nivel medio de turbina.

Con la metodología de estudio experimental sobre modelo pulmonar, se han comparado diseños de ventiladores de estos últimos 20 años, evidenciándose que, en general, éstos han mejorado significativamente en términos de sincronismo y capacidad de presurización, aunque puede haberse alcanzado cierto techo difícil de rebasar ⁽²⁾. Al utilizar esta metodología para comparar ventiladores con diferentes mecanismos de generación de flujo, los resultados muestran que los ventiladores de turbina más antiguos tienen un rendimiento ligeramente inferior al de otros más recientes que utilizan gas comprimido; sin embargo, al evaluar los sistemas de turbina más modernos, éstos parecen estar a la par o incluso presentan mejores funciones de trigger y presurización que los ventiladores de UCI más recientes con sistemas tradicionales ⁽³⁴⁾.

También se han comprado ventiladores con las mismas tecnologías de generación de flujo entre sí con esta metodología y, pese a que se esperaba encontrar comportamientos más parecidos, existen diferencias relevantes que a menudo resultan significativas, en relación con su rendimiento al adaptarse a las necesidades ventilatorias del paciente. Estos estudios reportan diferencias

objetivas, que normalmente benefician a los dispositivos lanzados al mercado más recientemente. No obstante, todos ellos se centran en ventiladores que utilizan tecnologías diversas, ninguno basado en turbinas.

Por ello, se plantea el presente trabajo, a fin de comparar entre sí y en diferentes condiciones los ventiladores de UCI de medio nivel disponibles hasta la fecha, con turbina como mecanismo generador de flujo, con una metodología de estudio experimental sobre modelo de pulmón físico, evaluando la modalidad ventilatoria asistida de presión de soporte a través de parámetros que reflejen el rendimiento de cada dispositivo en términos de trigger y capacidad de presurización, y, en definitiva, de su capacidad de responder a la hora de satisfacer las diferentes necesidades ventilatorias.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La hipótesis que se plantea inicialmente es que, si bien los respiradores de turbina para Cuidados Intensivos de medio nivel disponibles actualmente en el mercado tendrían cierta homogeneidad en su funcionamiento dentro de unos estándares, probablemente existan diferencias entre ellos, que podrían ser las responsables de los diferentes comportamientos observados entre los diferentes modelos en el ámbito de la práctica clínica.

El objetivo principal de este trabajo es el de evaluar el rendimiento de siete respiradores para Cuidados Intensivos con tecnología de turbina actualmente disponibles en el mercado, comparándolos entre ellos y bajo diferentes condiciones de PEEP y esfuerzo inspiratorio a fin de evidenciar diferencias en su rendimiento en modo ventilatorio de presión soporte, empleando un protocolo de laboratorio estricto y sistemático utilizando un modelo físico de pulmón.

Tales diferencias deberán ser objetivadas en 2 ámbitos diferentes:

- En referencia a la capacidad del ventilador de responder y sincronizarse de forma adecuada al esfuerzo ventilatorio.
- En referencia a la capacidad del ventilador de proporcionar un flujo y una presurización adecuadas.

Tanto uno como otros aspectos serán evaluados de forma independiente utilizando diferentes parámetros objetivos que proporcionen información sobre cada uno de ellos, y que puedan obtenerse a raíz del procesamiento de las señales obtenidas.

Todas estas evaluaciones se efectuarán utilizando diferentes niveles de presión de soporte, de PEEP y de esfuerzo inspiratorio, con el fin de evidenciar asimismo la existencia de diferencias en el comportamiento en función de variaciones en ellos.

II. Metodología

1. Introducción

Para la instalación de un montaje para experimentación sobre modelo físico de pulmón resulta necesario garantizar unas condiciones normalizadas y constantes que garanticen la reproducibilidad de los experimentos. Asimismo, dado que la realización de las pruebas con cada ventilador es costosa y obliga a espaciarlas en el tiempo, es necesario asegurar que estas condiciones estén garantizadas en todas las sesiones de experimentación. Para ello, además de múltiples calibraciones, resulta fundamental llevar a cabo una sistematización del montaje, para ser puesta en práctica en el inicio de cada sesión.

Además del montaje, también resulta fundamental contar con una sistematización en la mecánica de experimentación, la modificación de parámetros y obtención de las señales.

En este apartado se describirá todo el proceso de sistematización y se detallarán todos los elementos empleados en el montaje y cómo fueron instalados y dispuestos para la consecución de los experimentos. Más adelante se discutirán los aspectos relacionados con el diseño metodológico.

2. Montaje general

El montaje para la experimentación se dispuso en una sala destinada a actividades de investigación en cada una de las sesiones de trabajo. Si bien la instalación fue desmontada en cada ocasión, los elementos fueron almacenados en esta sala evitando su traslado para otros fines en el periodo en el que transcurrió la investigación para no afectar a la calibración de los dispositivos de transducción ni a otras variables que pudieran afectar al carácter estándar de las condiciones.

Se puede dividir el montaje en 3 secciones, esquematizadas en la *Figura 1*:

- Unidad modelo físico de pulmón – ventilador maestro.
- Unidad de transducción y recogida de señales.
- Ventilador sometido a prueba.

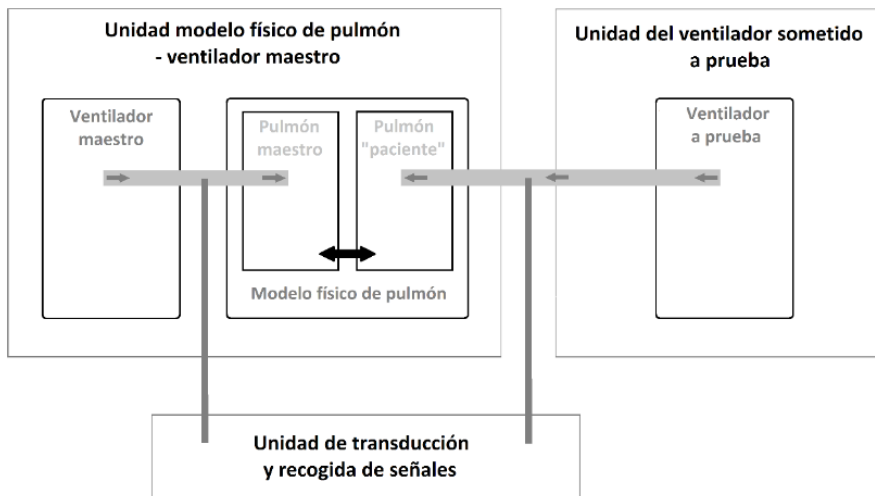


Figura 1 - Diagrama del montaje para la experimentación

Las conexiones entre los diferentes elementos se describen más adelante en cada uno de los apartados.

El funcionamiento general del montaje es el siguiente:

- El ventilador maestro, configurado de manera que simula diferentes niveles de esfuerzo inspiratorio, actúa en la cámara de pulmón maestro en el modelo físico de pulmón. La presión y el flujo son monitorizados en esta interacción en la unidad de recogida de señales.
- La cámara de pulmón maestro del modelo es accionada por el ventilador maestro y en su elevación acciona la cámara de pulmón “paciente” al contactar la primera con la segunda a través de un acople mecánico, simulando esta interacción el estímulo inspiratorio en el pulmón “paciente”.
- El ventilador a prueba, conectado a la cámara de pulmón “paciente”, proporciona la asistencia ventilatoria programada en respuesta al estímulo simulado producido en la cámara de pulmón “paciente”. La presión y el flujo producidos en esta interacción son monitorizados en la unidad de recogida de señales.
- La unidad de recogida de señales transduce las señales de presión procedentes de los diferentes sensores y registra los valores de

presión y flujo en el pulmón maestro y en el pulmón “paciente”.

Posteriormente estas señales serán exportadas y procesadas para el análisis de los datos.

Las pruebas se realizaron a temperatura ambiente. La compensación automática de temperatura y de presión saturada fue desactivada en todos los dispositivos, que fueron calibrados a tales condiciones. La compresibilidad del gas no se tuvo en cuenta en ninguna de las pruebas por su contribución cuantitativamente despreciable en las condiciones de trabajo ⁽³⁵⁾.

En los siguientes apartados se detallarán cada uno de los componentes del modelo de experimentación, tanto en su estructura como en su configuración y funcionamiento durante los experimentos.

3. Modelo de pulmón físico

Se utilizó el simulador mecánico de pulmón humano adulto Dual Adult TTL modelo 5600i (Michigan Instruments; Grand Rapids, EUA), que consta de dos fuelles elásticos para simular los pulmones, diseñado específicamente para evaluar dispositivos de ventilación mecánica y demostrar fenómenos relacionados con ellos. El modelo se encuentra representado en la *Figura 2*.

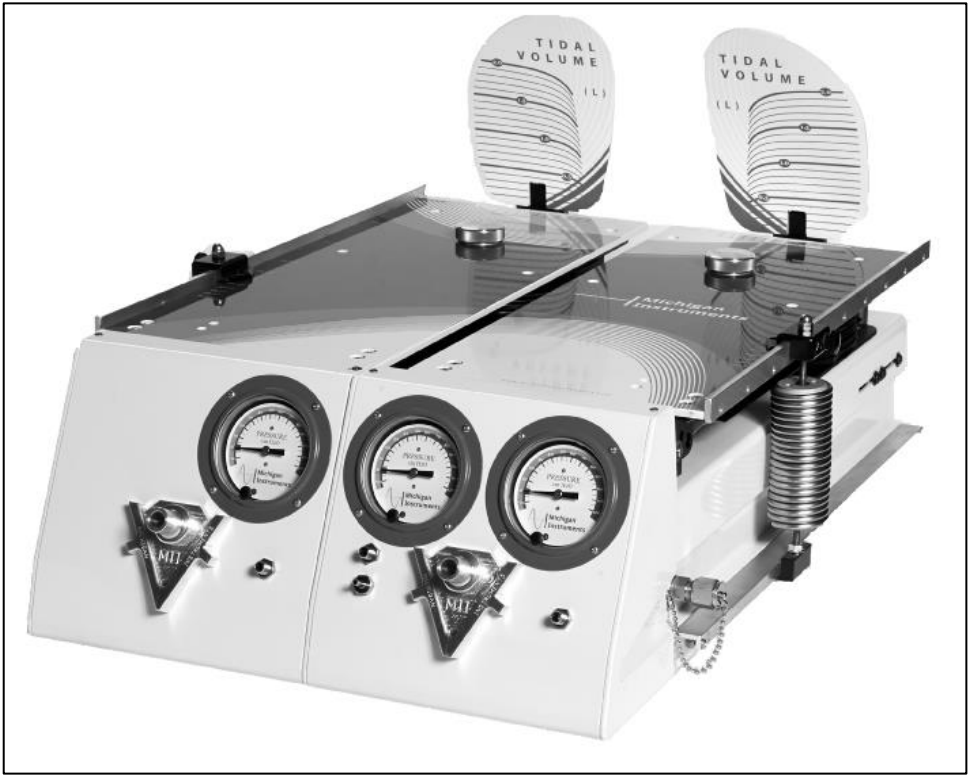


Figura 2 – Modelo Dual Adult TTL 5600i (Michigan Instruments; Grand Rapids, EUA)

Cada uno de los pulmones presenta capacidades típicas del pulmón humano adulto, y reciben los gases en su interior a través de una serie de tubuladuras que simulan la vía aérea. Con esta entrada de gases, el fuelle elástico se expande verticalmente, elevando una placa metálica situada sobre él, que queda a la altura de una escala de volumen ubicada en la parte posterior. A su vez, cuenta con unos relojes calibrados en la parte anterior que reflejan las presiones en el interior de cada uno de los fuelles.

La distensibilidad pulmonar se puede ajustar con precisión en cada pulmón y, por defecto, el modelo incluye resistencias para el flujo de orificio fijo, aunque para el presente trabajo no fueron utilizadas por su carácter no lineal, conforme se explicará más adelante. Estas dos características ajustables permiten una simulación realística de una amplia gama de condiciones pulmonares.

El modelo Dual Adult TTL 5600i incluye un módulo de interfaz electrónica que facilita la transferencia de la información de cada uno de los pulmones a formato digital, convirtiendo las señales de presión. También cuenta con un software específico (Software PneuView®) específicamente diseñado para adquirir, interpretar y mostrar los datos generados en el TTL. No obstante, este sistema por defecto de recogida no fue utilizado por razones que se exponen más adelante.

Este modelo cumple con los requerimientos de los estándares internacionales para la evaluación de ventiladores, incluyendo ANSI Z79.7, ISO 5469:1987 y ASTM F 1100-90, y ha sido utilizado ampliamente en otros trabajos con objetivos similares ^{(17) (18) (34) (36) (37) (38) (39)}.

La distensibilidad del modelo es de 0,01 a 0,1 mL/cmH₂O con precisión de $\pm 3\%$, y cuenta con resistencias de orificio fijo con múltiples valores (no utilizadas por su carácter no lineal; se explicarán los motivos más adelante).

Los elementos que integran el modelo son los siguientes:

- Chasis: De aluminio, proporciona estabilidad a los componentes del sistema.
- Cámaras de pulmones: Los pulmones adultos se simulan utilizando fuelles elásticos, reforzados con anillo de aluminio con el fin de asegurar que el llenado de la cámara resulta en un ascenso vertical de la placa metálica superior. Los fuelles, en reposo, retienen un volumen que equivale a la capacidad residual funcional de un pulmón adulto, de 1,022 litros. Estos fuelles son capaces de soportar las condiciones ambientales normales y presiones de inflado de hasta 150 mmHg. El volumen corriente máximo es de 2 litros.
- Ajuste de distensibilidad: La distensibilidad pulmonar se simula utilizando un muelle de acero sujeto al lateral del chasis en un extremo y a la placa superior. El posicionamiento del muelle a diferentes distancias a través de la placa superior permite ajustar la distensibilidad pulmonar, como se observa en la *Figura 3*; cuanto mayor es la distancia al pivote de la placa, menor distensibilidad presenta el modelo.
- Vía aérea: Se simula utilizando tubuladuras de goma con varios conectores, con posibilidad de montar en serie las resistencias de orificio fijo con que se suministra el dispositivo. Todos los accesorios tienen juntas que previenen las fugas de gas durante su uso.

- Escalas: El modelo cuenta con una escala fija de volumen sobre una placa vertical en la parte posterior, cuya graduación indica el volumen correspondiente a la distancia hasta la que se eleva la placa superior con cada ciclo. También cuenta con relojes calibrados de presión, uno para cada pulmón, y con un puerto de análisis de gases. Como se ha indicado previamente, estas características del modelo no fueron utilizadas, al emplearse un sistema de transducción externo.

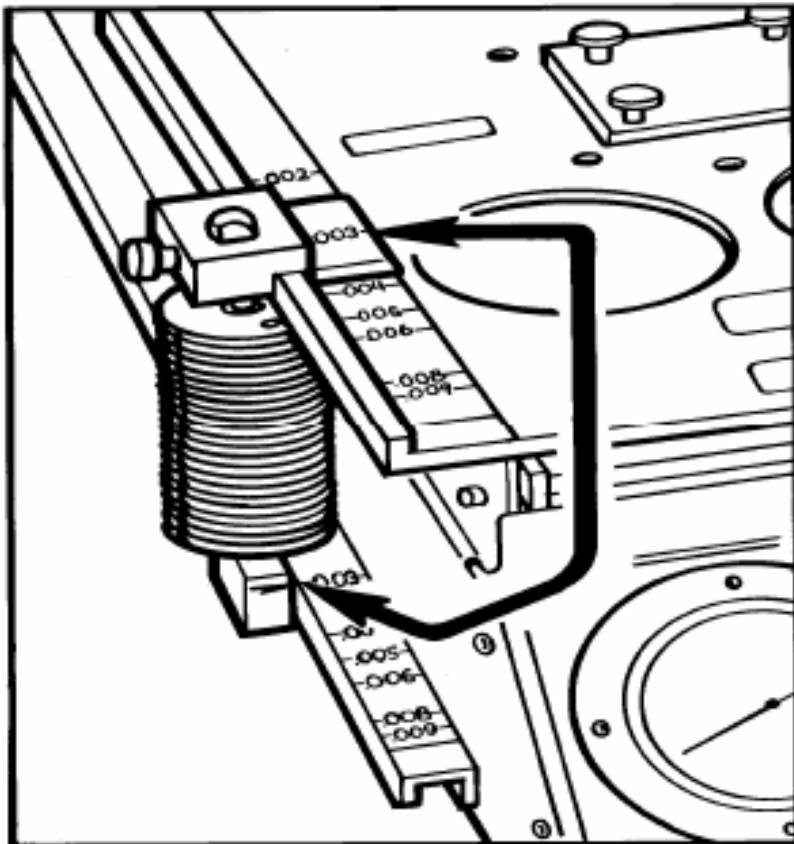


Figura 3 – Mecanismo de ajuste de distensibilidad en el modelo Dual Adult TTL

4. Respirador maestro

En este trabajo, se utilizó como respirador maestro el modelo Evita 4 (Drägerwerk, AG) en modo controlado por volumen (IPPV de Intermittent Positive Pressure Ventilation, con Autoflow® desactivado) conectado a la cámara de pulmón maestro del modelo físico para simular el esfuerzo inspiratorio del paciente.

Los ajustes configurados en el ventilador maestro y su relación con el esfuerzo inspiratorio simulado se detallan más adelante.

Se utilizaron tubuladuras corrugadas ligeras de 22mm de baja distensibilidad con piezas en Y de 22mm para conectar el ventilador maestro al modelo de pulmón (Flexicare 038-01-130) utilizando un adaptador 22mm hembra – 15mm hembra con doble puerto de monitorización para obtención del flujo para la conexión entre el respirador maestro y la cámara de pulmón maestro.

5. Sistema de recogida de señales

5.1. Sensores de magnitudes

5.1.1. Sensores de presión

Los sensores de presión son dispositivos que transducen cambios de presión en señales eléctricas. Para efectuar las mediciones de presión se utilizó el

sensor de baja presión Validyne MP45 \pm 80 cmH₂O (Validyne Corp.; Northridge, EUA) diseñado específicamente para medición en estudios de función pulmonar. Este sensor presenta un volumen de cavidades internas bajo, así como un diseño simétrico, por lo que proporciona respuestas rápidas a pequeños cambios de presión. Ha sido validado por sus características para ser utilizado en estudios de mecánica respiratoria ⁽⁴⁰⁾. La señal eléctrica procedente de la transducción se obtuvo a través del demodulador Validyne CD15 General Purpose Basic Carrier Demodulator (Validyne Corp.; Northridge, EUA).

La señal eléctrica procedente del sensor de presión sólo es útil si representa de forma precisa la presión aplicada sobre el sensor; por ello es necesario un proceso de calibración a través del cual la señal eléctrica del sensor se ajusta de forma que presente una relación conocida con la presión aplicada. Para calibrar el Validyne MP45 se utilizó el método de calibración con manómetro de agua. Este método consiste en la conexión de una columna de agua con una escala de presión, que, por lo tanto, genera una presión conocida, directamente a la entrada del sensor de presión. Se utilizó un manómetro de agua HG15 (General Tools; Secaucus, EUA) y se efectuó la calibración a 10 cmH₂O.

En la *Figura 4* se muestra una representación esquemática del procedimiento de calibración de un sensor de presión utilizando un manómetro de agua, tal y como se llevó a cabo para las experimentaciones.

En el montaje para la experimentación del presente trabajo, se instalaron dos sensores de presión, uno de ellos conectado a las tubuladuras entre el respirador maestro y la cámara de pulmón maestro, y otro de ellos conectado a las tubuladuras entre el respirador a prueba y la cámara de pulmón “paciente”.

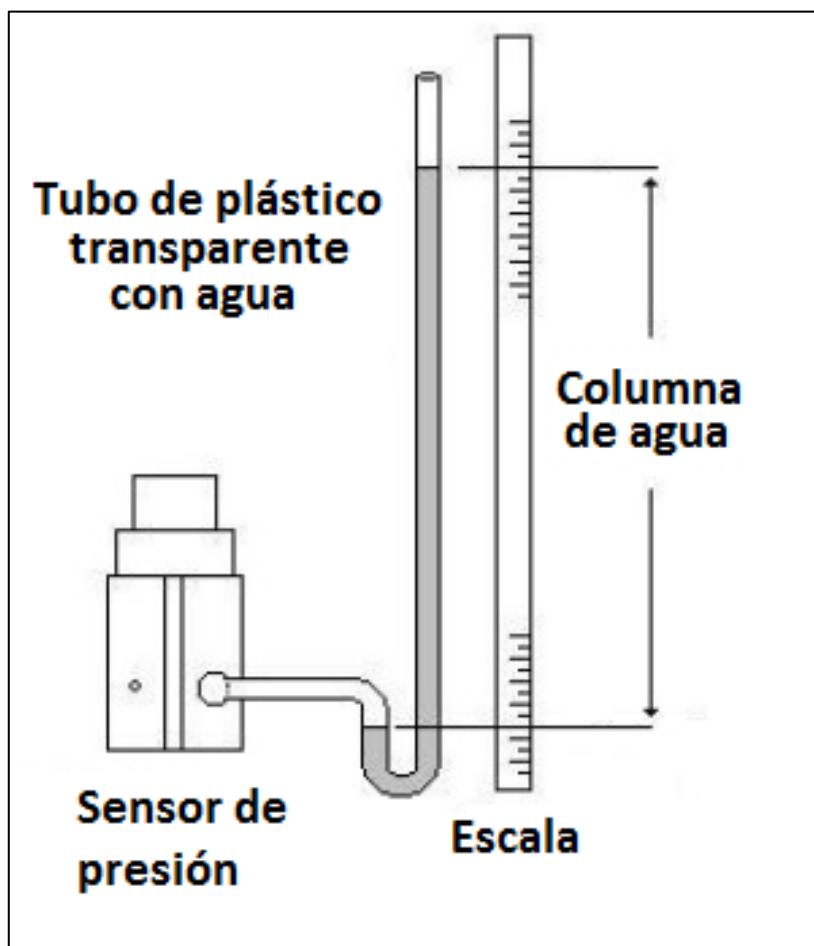


Figura 4 – Estructura esquemática del procedimiento de calibración de un sensor de presión mediante manómetro de agua

5.1.2. Sensores de flujo

Para efectuar las mediciones de flujo se empleó un neumotacógrafo; este dispositivo consta de un cilindro en a través del cual pasa el flujo de gas, en cuyo interior se dispone una resistencia que provoca una caída en el flujo, que es medida de forma rápida y precisa mediante un transductor de presión diferencial, a partir del cual se calcula el flujo ⁽⁴¹⁾.

Existen diferentes diseños de neumotacógrafo en función de cómo se genera la resistencia interna al flujo de gas ⁽⁴²⁾; en este trabajo se empleó uno del tipo Fleisch no. 2, en el cual dicha resistencia es generada por una serie de tubos capilares dispuestos en paralelo, que producen un flujo pseudolaminar, de forma que la velocidad del flujo es directamente proporcional a la caída de presión detectada, de acuerdo con la ecuación de Poiseuille-Hagen. El comportamiento de la lectura del neumotacógrafo es lineal ante flujos estáticos en un amplio rango de valores de flujo ⁽⁴³⁾; sin embargo, a partir de cierta velocidad de flujo, se producen turbulencias a través del sistema de capilares, apareciendo oscilaciones en las determinaciones de presión. Además, en este tipo de diseño, el espacio muerto interno del dispositivo es escaso, así como su resistencia total, que genera como máximo alteraciones de 15 mmH₂O, siendo despreciable a la hora del análisis de los resultados ⁽⁴⁴⁾. En la *Figura 5* se puede observar una representación esquemática

de la estructura de un neumotacógrafo tipo Fleisch no. 2 de acuerdo con su diseño original.

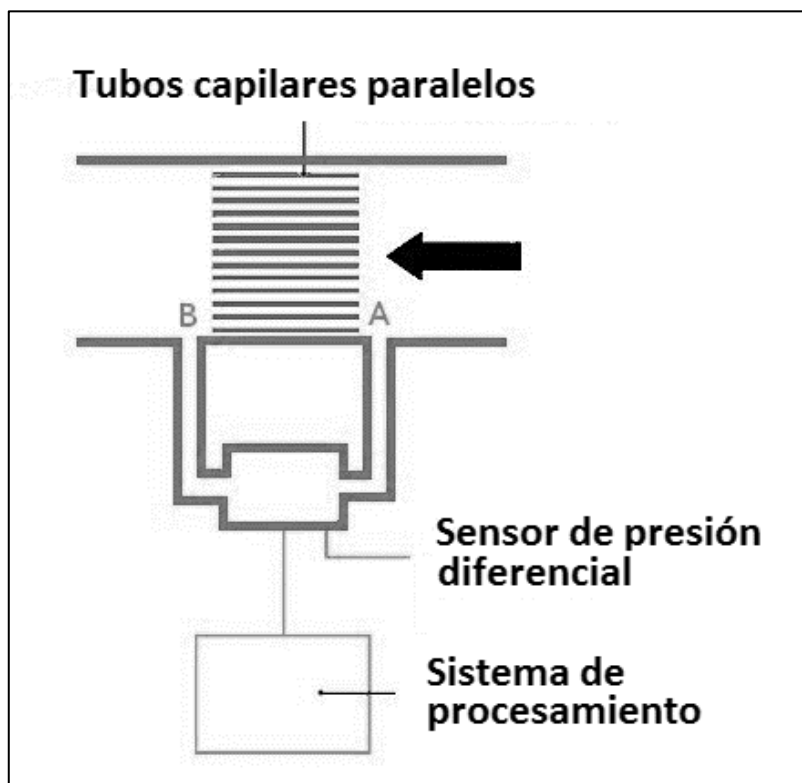


Figura 5 – Estructura esquemática de un neumotacógrafo tipo Fleisch no. 2

Para la medición de presión diferencial a través del neumotacógrafo se empleó un sensor Validyne MP45 \pm 2.5 cmH₂O (Validyne Corp.; Northridge, EUA). La señal eléctrica procedente de la transducción se obtuvo a través del demodulador Valdyne CD15 General Purpose Basic Carrier Demodulator (Validyne Corp.; Northridge, EUA) conectado directamente a los sensores.

Existen diferentes métodos de calibración para los sistemas de medición de flujo ⁽⁴⁵⁾ ⁽⁴⁶⁾; en este caso, el sistema se calibró inyectando aire de una jeringa estandarizada de 1L (Harvard Apparatus; Holliston, EUA), a aproximadamente igual al pico de flujo, y posteriormente midiendo el volumen derivado de la señal de flujo generada en la maniobra de inyección.

Al igual que en el caso de los sensores de presión, en el montaje para la experimentación del presente trabajo, se instalaron dos sensores de flujo, uno de ellos conectado a las tubuladuras entre el respirador maestro y la cámara de pulmón maestro, y otro de ellos conectado a las tubuladuras entre el respirador a prueba y la cámara de pulmón “paciente”.

5.2. Sistema de conversión de señales analógico-digital

Las señales recogidas por los sensores descritos en el apartado anterior se integraron utilizando un conversor analógico-digital; este dispositivo actúa como interfaz entre la señal analógica eléctrica generada por los transductores de presión y flujo, y el sistema informático digital para el posterior procesamiento de las señales.

El sistema de conversión analógico-digital empleado fue Biopac® MP100 (Biopac Systems; Goleta, EUA). Se trata de un sistema completo de adquisición de datos que incluye todos los componentes necesarios para registrar datos en tiempo

real de diferentes fuentes y canales, y enviarlos a un software propio para su filtrado o análisis a través de sus herramientas, o bien su exportación para su manipulación externa. Se empleó una frecuencia de muestreo de 200Hz para la recogida de señales.

Los componentes que se emplearon del sistema Biopac[®] MP100 fueron los siguientes:

- Módulo de interfaz universal UIM100C: Permite la conexión de hasta 16 fuentes analógicas externas, mediante terminales universales atornilladas. En este trabajo se emplearon 4 de los puertos, correspondiendo a las dos líneas de salida de señal de presión y las dos líneas de salida de señal de flujo, originadas en los demoduladores CD15.
- Unidad central MP100A-CE: A través de la entrada de puerto paralelo analógico, recibe la conexión del módulo UIM10C y efectúa la conversión analógico-digital con salida de puerto en serie convertida a USB para su conexión a un ordenador portátil con el software AcqKnowledge[®] (Biopac Systems; Goleta, EUA).

En la *Figura 6* se muestra una representación esquemática de ambos módulos y su conexión.

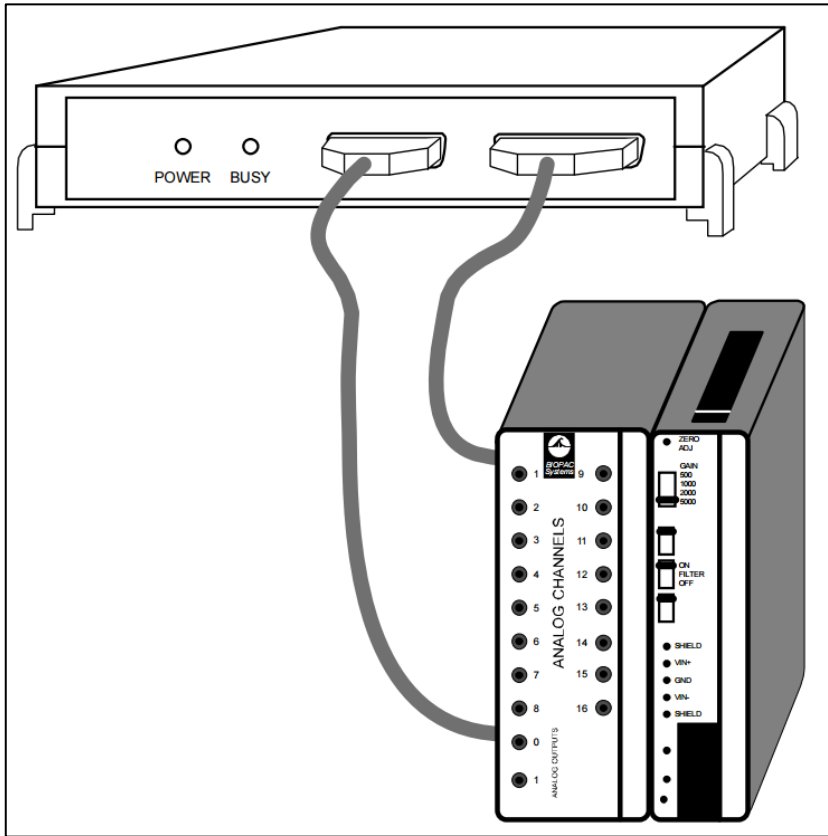


Figura 6 – Estructura esquemática de los dispositivos Biopac[®] UIM100C y MP100A-CE.

5.3. Software de registro de señales digitales

Se utilizó el software AcqKnowledge[®] (Biopac Systems; Goleta, EUA), suministrado con el sistema Biopac[®] MP100 para la digitalización inicial de las señales. Se trata de una aplicación interactiva e intuitiva que permite visualizar en tiempo real el registro de datos digitalizados generados por los módulos del sistema Biopac[®]. Este software permite realizar mediciones, transformar y filtrar las señales de forma básica e intuitiva.

No obstante, debido a la variedad de parámetros a calcular a partir de las diferentes señales y la complejidad y el volumen de los datos disponibles, no se utilizaron las herramientas integradas en el software AcqKnowledge® para realizar el análisis, sino que se empleó su función de exportación como archivo compatible con MATLAB® (Mathworks; Natick, EUA).

En futuros apartados se describirán las características del sistema de análisis de señales que se empleó para obtener los parámetros deseados, y se detallarán los motivos por los cuales se decidió diseñar un método de procesamiento expofeso.

6. Definición de los experimentos

6.1. Definición del modo ventilatorio y sus parámetros

Todos los ventiladores se configuraron en modo PSV y se emplearon 3 niveles de presión de soporte diferentes para realizar las pruebas:

- PSV 10 cmH₂O.
- PSV 15 cmH₂O.
- PSV 20 cmH₂O.

Cada uno de los niveles de presión de soporte mencionados se probó empleando 2 niveles diferentes de PEEP para cada uno de ellos:

- PEEP 0 cmH₂O, o en su defecto, el mínimo valor permitido por el respirador a estudio.
- PEEP 5 cmH₂O.

La sensibilidad del trigger se ajustó a la más alta permitida por la máquina sin que se produjera fenómeno de auto-trigger, y la pendiente de presurización se ajustó a la mayor permitida por el dispositivo a estudio. En cada ventilador, se utilizó el mecanismo de ajuste de tales parámetros propio del dispositivo.

6.2. Definición de los parámetros mecánicos:

DISTENSIBILIDAD

La distensibilidad del modelo pulmonar se define como el cambio en el volumen de la cámara (que representa el cambio en el volumen pulmonar) por unidad de cambio en el gradiente de presión transmural (que correspondería al gradiente entre el alveolo y el espacio pleural). Habitualmente la unidad de medida empleada son los mL/cmH₂O.

Para el presente trabajo, utilizando el mecanismo incorporado en el modelo pulmonar descrito, se ajustó la distensibilidad a un valor considerado normal de 50 mL/cmH₂O, tanto en la cámara maestra como en la cámara conectada al respirador de prueba. Más adelante se discutirán los motivos de la selección de este parámetro al valor indicado.

RESISTENCIA

La resistencia de la vía aérea es la resistencia del tracto respiratorio al flujo aéreo durante la inspiración y la espiración. Se define mediante la ecuación:

$$R_{AW} = \frac{P_{ATM} - P_A}{\dot{V}}$$

, donde R_{AW} es la resistencia de la vía aérea, P_{ATM} es la presión atmosférica, P_A es la presión alveolar y \dot{V} es el flujo de aire volumétrico.

La simulación se llevó a cabo con una resistencia parabólica de 5 cmH₂O/L/s diseñado específicamente para este protocolo de experimentación; más adelante se discutirán los detalles de este diseño.

6.3. Definición de los niveles de esfuerzo

Se utilizaron 2 configuraciones diferentes en el ventilador maestro para obtener los dos niveles de esfuerzo deseados. Para definir estos niveles de esfuerzo, se empleó el parámetro P0.1, definido como la caída de presión en 0,1s durante una maniobra de oclusión en la salida de la cámara de prueba:

- Esfuerzo bajo, correspondiente a P0.1 de 2 cmH₂O: Ventilador maestro con frecuencia respiratoria de 12 ciclos por minuto, tiempo inspiratorio de 1 segundo y velocidad de flujo inspiratorio constante de 0,22 L/s ⁽²⁾.

- Esfuerzo alto, correspondiente a P0.1 de 4 cmH₂O: Ventilador maestro con frecuencia respiratoria de 12 ciclos por minuto, tiempo inspiratorio de 1 segundo y velocidad de flujo inspiratorio constante de 0,44 L/s ⁽²⁾.

6.4. Parámetros evaluados

Los parámetros seleccionados para realizar la evaluación de rendimiento de trigger y de presurización de cada respirador se obtuvieron a través de los trazados de la onda de presión de cada ciclo registrados por el sistema de recogida de datos. Los detalles de la identificación y procesamiento de estos trazados se especifican más adelante.

Los parámetros utilizados fueron los siguientes:

- Calidad del trigger: Para evaluar la calidad del trigger, se ajustó la sensibilidad del flujo al nivel mínimo permitido por cada máquina o 0,5 L/min por defecto. Se midieron los siguientes parámetros para este propósito:
 - **Caída de presión en la vía aérea (PD o Pressure Drop)**: Es el valor absoluto de la diferencia de presión en mmHg desde el valor de la línea de base hasta el mínimo valor en ese ciclo.
 - **Tiempo hasta el mínimo de presión (TPM o Time to Pressure Minimum)**: Es el tiempo en milisegundos desde la deflexión inicial

de la onda de presión por debajo de la línea de base hasta que ésta alcanza el valor de presión más bajo.

- **Tiempo de retraso del trigger (TDT o Trigger Delay Time):** Es el tiempo en milisegundos desde la deflexión inicial de la onda de presión por debajo de la línea de base hasta que ésta vuelve a alcanzar dicho valor.
- **Producto presión-tiempo durante el trigger (PTPt o Pressure-Time Product during trigger):** Es el área por debajo de la curva de la señal de presión en vía aérea durante el intervalo definido por el TDT. Sus unidades son $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$.
- **Capacidad de presurización:** Para evaluar la capacidad de presurización, se utilizaron los siguientes parámetros:
 - **Porcentaje del producto presión-tiempo ideal durante los primeros 300 ms del ciclo (%PTP300i):** Es porcentaje del área bajo la curva de presión-tiempo desde el punto del valor de la línea de base hasta transcurridos 300 ms con respecto al del área bajo la curva de una curva presión-tiempo en una situación ideal en que el ventilador entregara el flujo de forma infinitesimalmente rápida y precisa, cobrando por tanto una morfología cuadrada.
 - **Porcentaje del producto presión-tiempo ideal durante los primeros 500 ms del ciclo (%PTP500i):** Es porcentaje del área bajo

la curva de presión-tiempo desde el punto del valor de la línea de base hasta transcurridos 500 ms con respecto al del área bajo la curva de una curva presión-tiempo en una situación ideal en que el ventilador entregara el flujo de forma infinitesimalmente rápida y precisa, cobrando por tanto una morfología cuadrada.

En la *Figura 7* se puede encontrar una representación gráfica de los parámetros descritos anteriormente sobre la curva de presión-tiempo: PD, TPM, TDT, PTPt, PTP300 y PTP500.

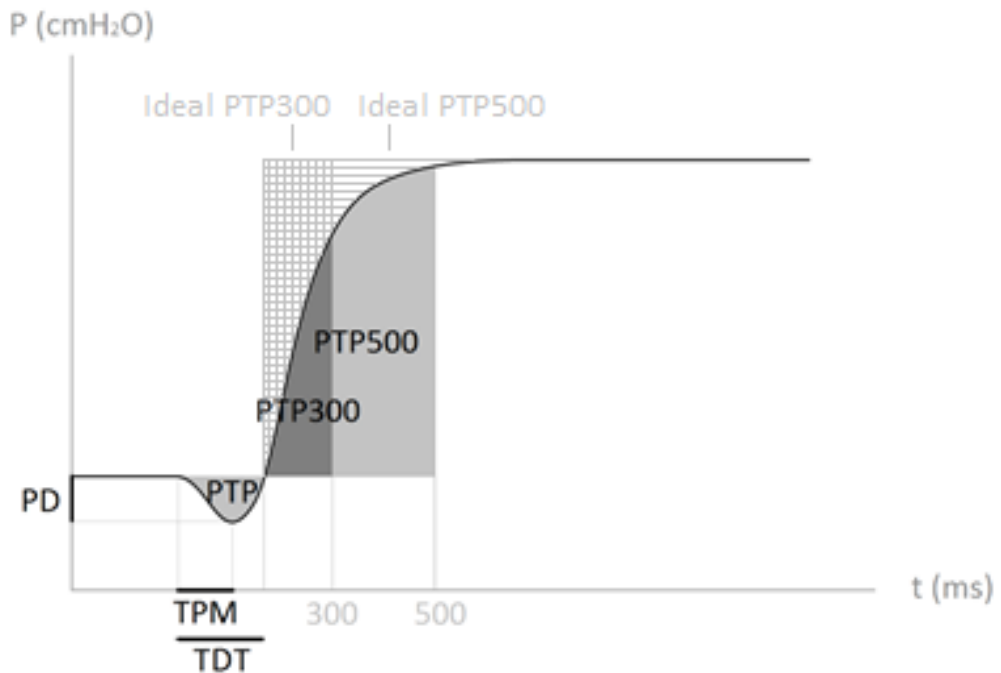


Figura 7 – Representación gráfica de los parámetros utilizados para la evaluación del trigger y la presurización sobre la gráfica de presión – tiempo.

7. Respiradores a estudio

Se seleccionaron los 7 ventiladores de UCI de nivel medio disponibles en el momento de la realización del estudio. Como se ha mencionado, los ventiladores de UCI de nivel medio son dispositivos diseñados para satisfacer una serie de necesidades limitadas en comparación con los ventiladores estándar de UCI, pero destinados igualmente para ser utilizados en el contexto agudo.

Los ventiladores seleccionados fueron los siguientes: C2 (Hamilton; Bonaduz, Switzerland), Vela (CareFusion; San Diego, EUA), Savina 300 (Dräger; Lubeck, Germany), Carina (Dräger; Lubeck, Germany), v60 (Philips; Carlsbad, EUA), Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) y v680 (Philips; Carlsbad, EUA). Las características diferenciales de estos ventiladores se resumen en la *Tabla 1*.

Ventilador	Circuito	Trigger inspiratorio	PEEP mínima	Presurización	Criterio de ciclado
C2, Hamilton	Doble rama coaxial	Flujo: De 1 a 20 L/min	0 cmH ₂ O	Pendiente de 0 a 2000 ms	Del 5 al 80% del pico de flujo inspiratorio
	Doble rama	Flujo: De 1 a 20 L/min	0 cmH ₂ O	Flujo máximo de 10 a 140 L/min	Del 5 al 70% del pico de flujo inspiratorio
	Doble rama	Flujo: De 1 a 20 L/min	0 cmH ₂ O	Aceleración de flujo de 5 a 200 mbar/s	Del 5 al 75% del pico de flujo inspiratorio
Savina, Dräger	Simple, con válvula de fuga	De flujo: Normal o Sensible	3 cmH ₂ O (con válvula de fuga)	Automática, 0.1 a 2.0 s	Fijo
V60, Philips	Simple, sistema Auto-Trak	Autoadaptativo (Auto-trak)	4 cmH ₂ O	Ajustable, escala relativa del 1 al 5	Autoadaptativo (Auto-trak)
	Simple, con válvula de espiración activa	De flujo: De 1 a 20 L/min	0 cmH ₂ O	Ajustable, escala relativa del 1 al 6	Del 10 al 90% del pico de flujo inspiratorio
	Simple, con válvula de espiración pasiva	Autoadaptativo (Auto-trak)	4 cmH ₂ O	Ajustable, escala relativa del 1 al 6	Autoadaptativo (Auto-trak)
Trilogy 202, Philips	Doble rama	Autoadaptativo (Auto-trak)	4 cmH ₂ O	Ajustable, escala relativa del 1 al 5	Autoadaptativo (Auto-trak)

Tabla 1 – Características comparativas de los ventiladores seleccionados para el trabajo

8. Experimentación y recogida de datos

8.1. Códigos de los experimentos

Se llevaron a cabo los experimentos con cada uno de los dispositivos enumerados con los 3 niveles de presión soporte (10, 15 y 20 cmH₂O), con los 2 niveles de PEEP (mínimo valor permitido y 5 cmH₂O) y con los 2 niveles de esfuerzo (alto y bajo), resultando 12 configuraciones con cada ventilador (considerando dispositivos diferentes el respirador Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) con cada uno de sus dos circuitos), que sumaron un total de 96 experimentos.

Se empleó un sistema de siglas y cifras para denominar cada conjunto de condiciones experimentales que se utilizó posteriormente como nombre para los ficheros de señal digital registrados por el sistema AcqKnowledge. En este sistema, cada código o nombre de experimento está formado, sucesivamente, por:

- Código de tres letras para el ventilador a prueba: “HC2” para Hamilton C2 (Hamilton; Bonaduz, Switzerland), “Vel” para CareFusion Vela (CareFusion; San Diego, EUA), “V60” para Philips V60 (Philips; Carlsbad, EUA), “680” para Philips V680 (Philips; Carlsbad, EUA), “Tra” para Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) con circuito activo, “Trp” para Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) con circuito

pasivo, “Sav” para Dräger Savina (Dräger; Lubeck, Germany) y “Car” para Dräger Carina (Dräger; Lubeck, Germany).

- Número de un dígito correspondiente al valor de P0.1 según el nivel de esfuerzo inspiratorio del experimento: 2 en el caso de esfuerzo bajo y 4 en el caso de esfuerzo alto.
- Número de dos dígitos correspondiente al valor del nivel de presión soporte del experimento: 10, 15 y 20, correspondiente a cada valor en cmH₂O.
- Número de un dígito correspondiente al valor del nivel de PEEP del experimento: 0 correspondiente a la condición experimental con el valor mínimo de PEEP permitido por el ventilador y 5 correspondiente a ese valor en cmH₂O.

De este modo, el conjunto de experimentos realizados y sus nomenclaturas de acuerdo con este sistema queda registrado en la *Tabla 2*.

<i>Vent.</i>	<i>Esfuerzo</i>	<i>PSV</i>	<i>PEEP</i>	<i>Código</i>	<i>Vent.</i>	<i>Esfuerzo</i>	<i>PSV</i>	<i>PEEP</i>	<i>Código</i>
C2	Bajo	10	Mínimo	HC22100	V60	Bajo	10	Mínimo	V602100
C2	Bajo	10	5	HC22105	V60	Bajo	10	5	V602105
C2	Bajo	15	Mínimo	HC22150	V60	Bajo	15	Mínimo	V602150
C2	Bajo	15	5	HC22155	V60	Bajo	15	5	V602155
C2	Bajo	20	Mínimo	HC22200	V60	Bajo	20	Mínimo	V602200
C2	Bajo	20	5	HC22205	V60	Bajo	20	5	V602205
C2	Alto	10	Mínimo	HC24100	V60	Alto	10	Mínimo	V604100
C2	Alto	10	5	HC24105	V60	Alto	10	5	V604105
C2	Alto	15	Mínimo	HC24150	V60	Alto	15	Mínimo	V604150
C2	Alto	15	5	HC24155	V60	Alto	15	5	V604155
C2	Alto	20	Mínimo	HC24200	V60	Alto	20	Mínimo	V604200
C2	Alto	20	5	HC24205	V60	Alto	20	5	V604205
Carina	Bajo	10	Mínimo	Car2100	V680	Bajo	10	Mínimo	6802100
Carina	Bajo	10	5	Car2105	V680	Bajo	10	5	6802105
Carina	Bajo	15	Mínimo	Car2150	V680	Bajo	15	Mínimo	6802150
Carina	Bajo	15	5	Car2155	V680	Bajo	15	5	6802155
Carina	Bajo	20	Mínimo	Car2200	V680	Bajo	20	Mínimo	6802200
Carina	Bajo	20	5	Car2205	V680	Bajo	20	5	6802205
Carina	Alto	10	Mínimo	Car4100	V680	Alto	10	Mínimo	6804100
Carina	Alto	10	5	Car4105	V680	Alto	10	5	6804105
Carina	Alto	15	Mínimo	Car4150	V680	Alto	15	Mínimo	6804150
Carina	Alto	15	5	Car4155	V680	Alto	15	5	6804155
Carina	Alto	20	Mínimo	Car4200	V680	Alto	20	Mínimo	6804200
Carina	Alto	20	5	Car4205	V680	Alto	20	5	6804205
Savina	Bajo	10	Mínimo	Sav2100	Tril.(Act)	Bajo	10	Mínimo	Tra2100
Savina	Bajo	10	5	Sav2105	Tril.(Act)	Bajo	10	5	Tra2105
Savina	Bajo	15	Mínimo	Sav2150	Tril.(Act)	Bajo	15	Mínimo	Tra2150
Savina	Bajo	15	5	Sav2155	Tril.(Act)	Bajo	15	5	Tra2155
Savina	Bajo	20	Mínimo	Sav2200	Tril.(Act)	Bajo	20	Mínimo	Tra2200
Savina	Bajo	20	5	Sav2205	Tril.(Act)	Bajo	20	5	Tra2205
Savina	Alto	10	Mínimo	Sav4100	Tril.(Act)	Alto	10	Mínimo	Tra4100
Savina	Alto	10	5	Sav4105	Tril.(Act)	Alto	10	5	Tra4105
Savina	Alto	15	Mínimo	Sav4150	Tril.(Act)	Alto	15	Mínimo	Tra4150
Savina	Alto	15	5	Sav4155	Tril.(Act)	Alto	15	5	Tra4155
Savina	Alto	20	Mínimo	Sav4200	Tril.(Act)	Alto	20	Mínimo	Tra4200
Savina	Alto	20	5	Sav4205	Tril.(Act)	Alto	20	5	Tra4205
Vela	Bajo	10	Mínimo	Vel2100	Tril. (Pas)	Bajo	10	Mínimo	Trp2100
Vela	Bajo	10	5	Vel2105	Tril. (Pas)	Bajo	10	5	Trp2105
Vela	Bajo	15	Mínimo	Vel2150	Tril. (Pas)	Bajo	15	Mínimo	Trp2150
Vela	Bajo	15	5	Vel2155	Tril. (Pas)	Bajo	15	5	Trp2155
Vela	Bajo	20	Mínimo	Vel2200	Tril. (Pas)	Bajo	20	Mínimo	Trp2200
Vela	Bajo	20	5	Vel2205	Tril. (Pas)	Bajo	20	5	Trp2205
Vela	Alto	10	Mínimo	Vel4100	Tril. (Pas)	Alto	10	Mínimo	Trp4100
Vela	Alto	10	5	Vel4105	Tril. (Pas)	Alto	10	5	Trp4105
Vela	Alto	15	Mínimo	Vel4150	Tril. (Pas)	Alto	15	Mínimo	Trp4150
Vela	Alto	15	5	Vel4155	Tril. (Pas)	Alto	15	5	Trp4155
Vela	Alto	20	Mínimo	Vel4200	Tril. (Pas)	Alto	20	Mínimo	Trp4200
Vela	Alto	20	5	Vel4205	Tril. (Pas)	Alto	20	5	Trp4205

Tabla 2 – Conjunto de condiciones experimentales ejecutadas con sus códigos de acuerdo con el sistema utilizado. PSV y PEEP en cmH₂O.

8.2. Descripción de las sesiones de experimentación

Debido al alto número de configuraciones y al alto volumen de carga de experimentación, se hubo de fraccionar el trabajo en múltiples sesiones con cada ventilador. Para garantizar el mantenimiento de las condiciones experimentales, el equipo formado por el modelo pulmonar, el sistema de recogida de datos y las tubuladuras, conexiones y cableado, no se desensambló en ningún momento, manteniéndolo en un soporte transportable cerrado. Al inicio de cada sesión de experimentación, el ventilador maestro y el ventilador a prueba en cada caso se trasladaron a la sala de pruebas, donde se conectaron al equipo en cada ocasión, y procediendo a su desmontaje al final de las mismas.

En cada una de las sesiones, se calibraron los sensores antes de iniciar las pruebas, y se comprobó el correcto funcionamiento del conversor analógico-digital y del software de registro de señales digitales.

Para cada condición experimental, se ajustaron los parámetros y se mantuvo la configuración durante el tiempo necesario hasta alcanzar el estado estacionario. En caso de que éste no se alcanzara porque la cámara maestra del modelo pulmonar no regresara a la posición de equilibrio en reposo, se redujo su distensibilidad progresivamente hasta alcanzar el punto en que se produjera.

Una vez alcanzado el equilibrio del sistema, se activó la recogida de señales desde el software AcqKnowledge y se mantuvo el registro durante 60 segundos para cada condición, observando visualmente en pantalla que la morfología de las señales era adecuada y con las características esperables para cada conjunto de ajustes.

9. Descripción del script de procesamiento

9.1. Funcionalidades y características del script

Dada la función de exportación a fichero compatible de MATLAB® y la versatilidad de este entorno, discutidos más adelante, se desarrolló para la conveniencia del análisis un código o script específico para tal efecto. La aplicación desarrollada, permite procesar de forma tanto manual como automática, y con diferentes grados intermedios de automatización, diferentes parámetros definidos obtenidos a partir de las señales continuas de presión y flujo por hasta 4 canales ajustables, contenidas en archivos .mat. Con ello, como se diseñó, permite la generación de grandes volúmenes de resultados calculados a partir de los archivos fuente en tiempos muy inferiores a los que serían necesarios para efectuarlos de la manera tradicional, posibilitando trabajos a mayor escala evitando todas estas dificultades.

Entre las funcionalidades del script figuran:

- Proporciona resultados en un archivo compatible con Microsoft Excel de los cálculos de los siguientes parámetros, expresados como medias obtenidas a partir de cinco ciclos, con sus correspondientes desviaciones estándar/rango intercuartílico:
 - Caída de presión (PD), como se ha definido anteriormente.
 - Tiempo hasta el mínimo de presión (TPM), como se ha definido anteriormente.
 - Tiempo de retraso del trigger (TDT), como se ha definido anteriormente.
 - Tiempo de ascenso de presión 90% (PRT), definido como el tiempo en milisegundos entre el inicio de la presurización (final del TDT) y el momento en que se alcanza el 90% del valor de presión máxima.
 - Tiempo de retraso del soporte (SDT), definido como la diferencia en ms entre el inicio de la aparición de flujo inspiratorio en la señal del respirador experimental y el mismo punto en la señal del respirador maestro.
 - Producto presión-tiempo en la fase de trigger (TDTt), como se ha definido anteriormente.
 - Producto presión-tiempo en los primeros 300 ms (PTP300), como se ha definido anteriormente.

- Producto presión-tiempo en los primeros 500 ms (PTP500), como se ha definido anteriormente.
- Precisión en el volumen corriente (VTacc), definida como el porcentaje de exactitud entre el volumen corriente medido tras la integración de la señal de flujo registrada del respirador a prueba con respecto al volumen corriente pautado en la condición experimental.
- Precisión en la presión inspiratoria (Pacc), definida como el porcentaje de exactitud entre la presión registrada en el respirador a prueba con respecto a la presión objetivo pautada en la condición experimental.
- Constante de tiempo espiratorio (Te)

El script fue dotado de la capacidad de análisis de parámetros que posteriormente no fueron empleados para el trabajo, pero de relevancia para los mismos efectos.

- Proporciona representaciones gráficas de la presión y el flujo en función del tiempo, en forma de imágenes con formato .jpg, de cada uno de los 5 ciclos a partir de los cuales se obtienen los resultados anteriores. En la *Figura 8* se muestra un ejemplo de gráfica generado por el script.

- Proporciona archivos compatibles con Microsoft Excel de cada uno de los ciclos seleccionados para los cálculos anteriores, para una manipulación más sencilla de los datos de señal continua.
- Permite aplicar filtros de respuesta finita del impulso (FIR) con diferentes parámetros según sea más conveniente para cada tipo de señales.

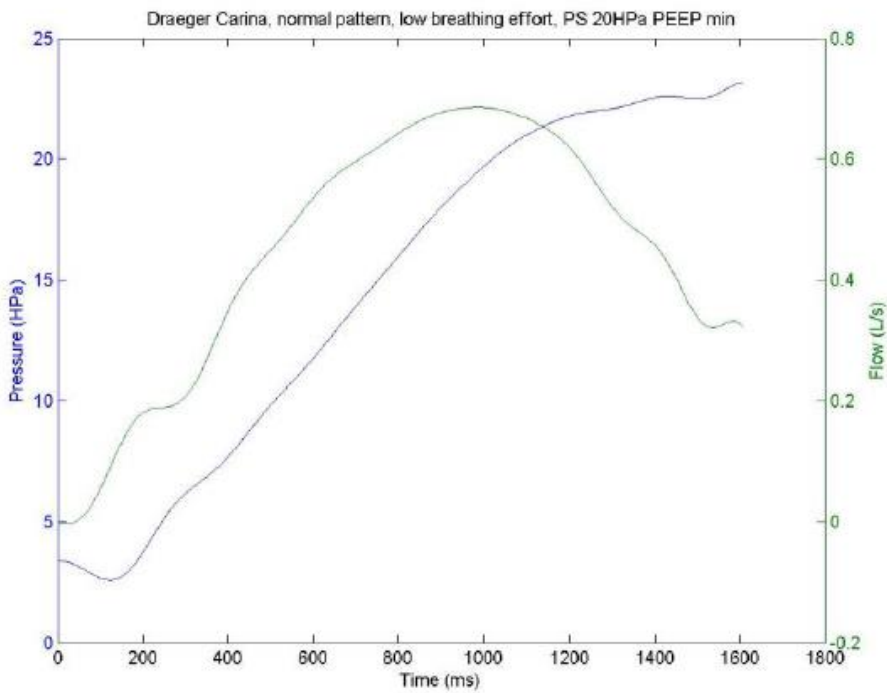


Figura 8 – Ejemplo de gráfica de presión y flujo generada por el script de análisis en MATLAB®

9.2. Configuración del script

9.2.1. Archivos y carpetas

Para realizar los cálculos, el script precisa de los siguientes ficheros en una carpeta raíz:

- calcular_volumen.m
- es_maximo.m
- extraer_ciclo.m
- procesar_automatico.m
- procesar_manual.m
- procesar_semiautomatico.m
- puntos_presion_esclavo.m
- puntos_presion_maestro.m
- seleccionar_ciclos.m

Este directorio raíz debe contener las diferentes carpetas que por convención se nombran con el código de cada respirador, y que engloban el conjunto de experimentos. Cada una de ellas incluirá a su vez tres subcarpetas:

- Carpeta “mat”: Contiene los archivos de extensión .mat de señal continua que serán procesados. Dichos archivos se nombran de acuerdo con el código completo del experimento.

- Carpeta “img”: En ella se almacenan las imágenes de extensión .jpg de los ciclos, que se van generando durante la ejecución del script.
- Carpeta “csv”: En ella se almacenan los archivos de extensión .csv compatibles con Microsoft Excel de cada uno de los ciclos procesados.

Tras la primera ejecución del script sobre una carpeta de respirador, se generará en ella además:

- Un archivo de resultados .csv compatible con Microsoft Excel que contiene los códigos de experimento, los resultados de los parámetros calculados (medias de cinco ciclos) y las desviaciones estándar a continuación.
- Un archivo indice_file.mat con datos de gestión interna de la aplicación y que permite reanudar los cálculos cuando se detiene una sesión de análisis de manera prematura.

9.2.2. Configuración interna

El script puede abrirse desde el entorno de MATLAB® para ser configurado. Los siguientes parámetros pueden modificarse para adaptar el código al experimento concreto diseñado:

- T_muestra: Tiempo de muestreo del sistema (por defecto 1 ms).

- volt2lps: Factor de calibración del sensor de flujo de voltios a litros por segundo.
- volt2hpa: Factor de calibración del sensor de presión de voltios a cmH₂O.
- factor_corrector_flujo: Factor de corrección de la escala de flujo si es necesario.
- Carpeta: Nombre de la carpeta de respirador, presente en el mismo directorio raíz donde se encuentran los archivos del script. Se debe modificar este parámetro para realizar el análisis de cada uno de los respiradores.
- Índices de gráficas p_esclavo, p_maestro, f_esclavo y f_maestro: Se utilizarán para especificar el índice de cada una de las señales (presión esclava o maestra y flujo esclavo o maestro) conforme se encuentren en los archivos .mat a analizar.
- Interruptor "Override parameters": Permite generar condiciones concretas para carpetas específicas de respirador, en caso de que sea necesario especificar peculiaridades en cada una de ellas. Estas condiciones pueden ser referidas a las unidades, a los canales de muestreo, etcétera. También es posible especificar condiciones para archivos .mat concretos.

- Interruptor “(Respirador)”: Permite modificar los títulos de las gráficas que se generarán, adaptándolos a los nombres de los respiradores y las pruebas.

9.3. Código fuente del script

En el *Anexo D* se recoge el código fuente básico del script.

9.4. Funcionamiento del script

Existen 3 modos de funcionamiento del script:

9.4.1. Modo manual:

Desde MATLAB, se navega hasta la carpeta raíz y se ejecuta el archivo `procesar_manual.m`. El script se inicia con la pantalla de selección de líneas basales aproximadas para facilitar la detección automática de ciclos. En ella se debe seleccionar por orden:

1. La línea de base de la gráfica de presión, de forma orientativa.
2. La línea de límite de detección de caídas de presión como activaciones de cada ciclo.

3. La línea de base de la gráfica de flujo, de forma orientativa. En la *Figura 9* se encuentra la visión de la pantalla de selección de la línea de base de la gráfica de flujo.

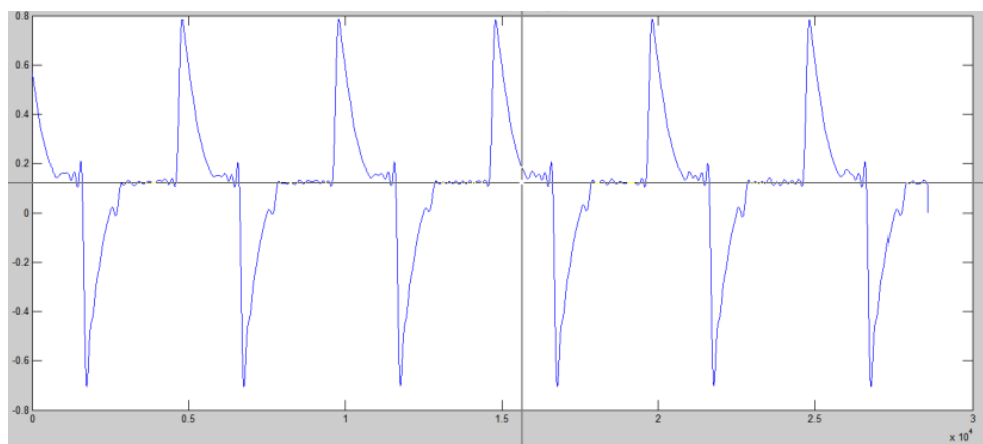


Figura 9 – Ejemplo de pantalla de selección manual de la línea de base en la gráfica de flujo.

A continuación, se inicia la selección automática de ciclos. El primer ciclo seleccionado por el script aparece en pantalla, como gráfica de presión, flujo y volumen en forma contigua. En la *Figura 10* queda reflejada esta pantalla de selección de ciclos. En ella, se pueden seleccionar las siguientes opciones:

- Si el ciclo es válido, se pulsa sobre el botón “Sí” y continúa la selección de ciclos.
- Si el ciclo no es válido, se pulsa sobre “No” y se abre el cuadro de alternativas.

En el cuadro de diálogo de alternativas, se puede seleccionar:

- “Sí”, para continuar con la selección automática.
- “No”, para terminar con la selección de ciclos, únicamente si se tiene al menos uno seleccionado desde el cual extraer datos.
- “Manual”, para iniciar la selección manual de ciclos”

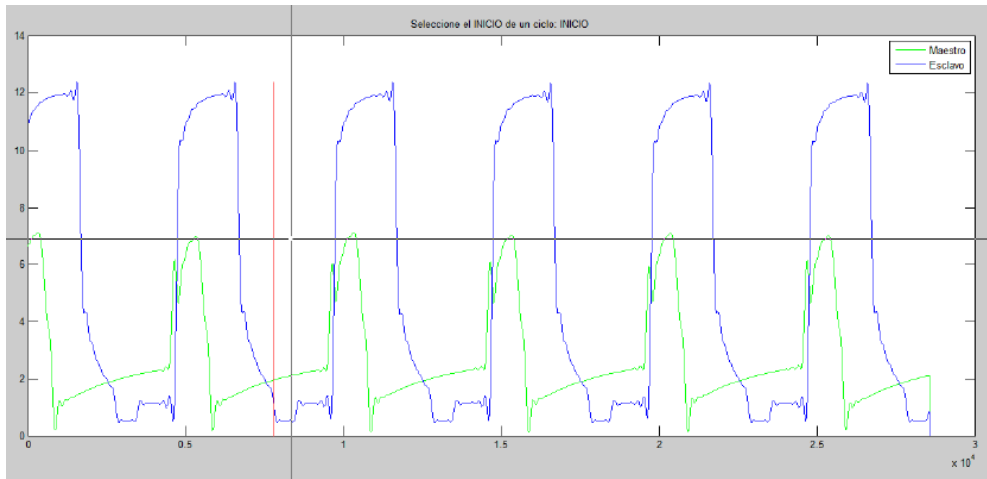


Figura 10 – Ejemplo de pantalla de selección de ciclos en el script de análisis en MATLAB®

Si se ejecuta la selección manual, aparece en pantalla la representación de toda la señal de presión del pulmón esclavo y del maestro. Entonces, es posible utilizar el cursor para seleccionar el inicio y el fin de un ciclo que se considere válido. En la *Figura 11* se muestra la pantalla de selección manual de los puntos de delimitación de ciclos. Tras delimitar un ciclo, se muestran las gráficas de presión,

flujo y volumen, y se pide confirmación. Una vez iniciada la selección manual, el resto de ciclos del experimento deben seleccionarse manualmente.

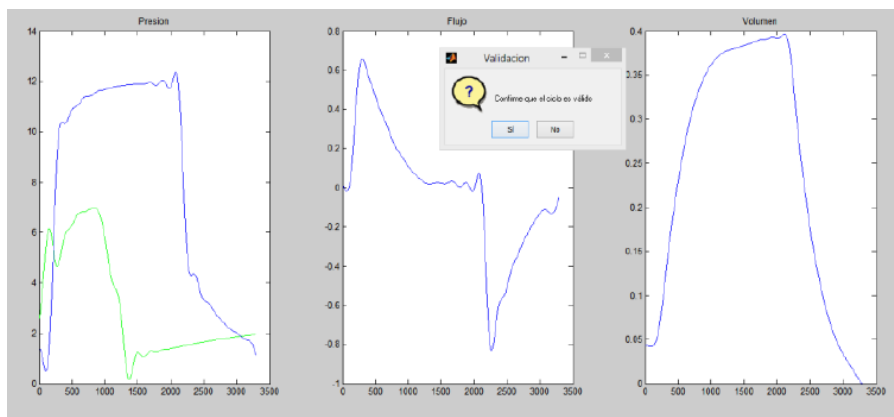


Figura 11 – Ejemplo de pantalla de verificación manual de ciclo seleccionado. Sucesivamente, gráfica de presión esclava (azul) y maestra (verde), gráfica de flujo y gráfica de volumen.

Una vez seleccionados todos los ciclos deseados, se abre la sección de selección de puntos de referencia. Inicialmente, se muestra la propuesta automática, que incluye secuencialmente las gráficas de presión, flujo y volumen, con los puntos de inicio del ciclo, mínimos y máximos, entre otros (en función de los parámetros que se estén calculando). Si la propuesta automática no es correcta, se procede a la selección manual de los puntos empleando el puntero (el punto a señalar aparece indicado en cada caso). En la *Figura 12* se muestra la pantalla de selección de puntos de deflexión en un ciclo. Al final la selección de puntos de un ciclo, en la consola de MATLAB aparece una vista preliminar de los resultados.

Se repite el proceso hasta completar los ciclos incluidos en la selección inicial. Seguidamente, se pregunta al usuario si desea continuar con el siguiente experimento. En caso afirmativo, se repite el procedimiento con el siguiente fichero .mat, de acuerdo con el sistema de códigos, y en caso contrario, finaliza el programa.

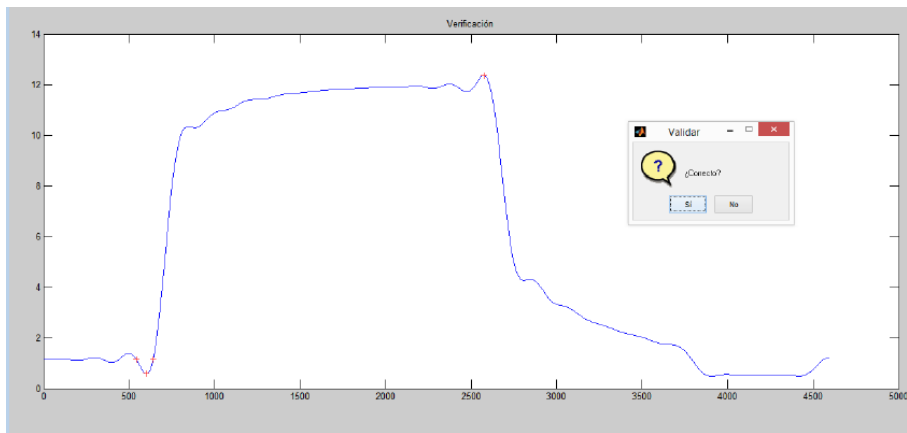


Figura 12 – Ejemplo de pantalla de verificación manual de la selección de deflexiones en un ciclo en el script de análisis en MATLAB®

9.4.2. Modo semiautomático:

Este modo es equiparable al anterior, con la salvedad de que toma la señal del primero de los ciclos del experimento como muestra representativa de las siguientes que se van a procesar, por lo que si se valida la posición inicial de los puntos de referencia propuesta por el programa, los restantes ciclos se procesarán automáticamente sin intervención del usuario y en un tiempo muy inferior,

añadiéndose los resultados al archivo compatible con Excel y generándose las imágenes .jpg y los archivos .csv de referencia.

Para utilizarlo, se carga el archivo `procesar_semiautomatico.m` desde MATLAB (en lugar de `procesar_manual.m`) y se siguen los mismos pasos iniciales descritos para el procesamiento manual.

9.4.3. Modo automático:

El script cuenta con un módulo adicional que, en caso de contar con los archivos .csv de puntos de referencia para cada uno de los experimentos, permite calcular de manera completamente automática los parámetros especificados generando el archivo compatible con Microsoft Excel y el conjunto de imágenes.

Dicha funcionalidad se encuentra en el archivo `procesar_automatico.m`; si éste es abierto desde MATLAB y configurado de acuerdo con las instrucciones anteriores, al pulsar el botón “Run”, tras un tiempo de procesamiento, genera dichos ficheros sin interacción con el usuario. En la consola de MATLAB aparecen los nombres de los experimentos que van siendo procesados para su seguimiento.

9.5. Generación de hoja de resultados y gráficas

Al finalizar la ejecución del script, se genera un archivo .csv editable mediante la mayoría de programas de hoja de cálculo. En este caso se utilizó

Microsoft Excel. Este archivo recoge en sus filas en orden consecutivo los resultados del análisis de todas las condiciones de forma correlativa, e incluye en sus cuatro primeras columnas los códigos de experimento, en las 12 siguientes columnas las medias de los 5 ciclos de los parámetros resultantes del análisis y en las 12 últimas columnas las desviaciones estándar de las medias anteriores.

En la *Figura 13* se muestra un ejemplo de hoja de Microsoft Excel con resultados generados tras la ejecución del script.

Los datos relativos a los productos de presión-tiempo en el trigger (PTPt), los primeros 300 ms (PTP300) y los primeros 500 ms (PTP500) calculados por el script se entregan en sus unidades originales, por lo que para obtenerlos en forma de porcentaje del área bajo la curva ideal se aplicaron los cálculos directamente sobre la hoja de cálculo en Microsoft Excel en cada caso.

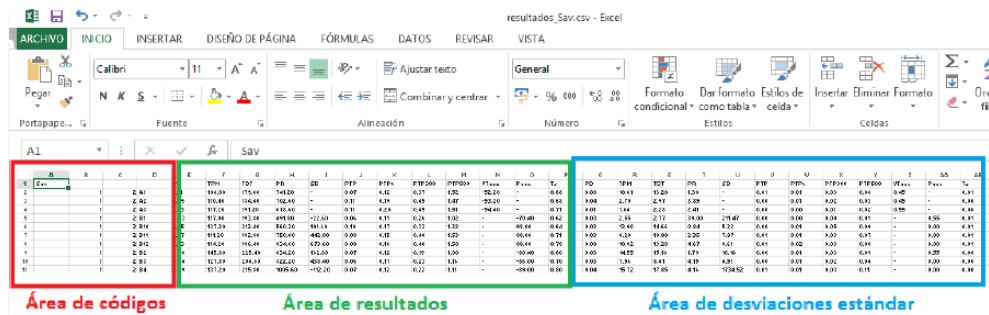


Figura 13 – Ejemplo y diagrama de la estructura del fichero .csv generado por el script abierto en Microsoft Excel.

10. Análisis estadístico de los resultados

El análisis de datos se realizó utilizando el software SPSS20.20 (SPSS, Chicago, EUA) y Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, EUA).

Las pruebas estadísticas comparativas se efectuaron con la prueba de Kruskal-Wallis para análisis de la varianza. Se trata de un método no paramétrico para probar si un grupo de datos proviene de la misma población. Intuitivamente es idéntico al ANOVA con los datos reemplazados por categorías y sin asumir la normalidad de los datos, por lo que resulta la prueba más adecuada para el tipo de resultados que se desea analizar en este caso ⁽⁴⁷⁾.

Los análisis post-hoc se hicieron utilizando el test de Dunn de comparaciones múltiples. Esta prueba se utiliza cuando se encuentran diferencias significativas en las prueba de Kruskal-Wallis, con el objetivo de señalar qué datos son efectivamente diferentes de los demás ⁽⁴⁸⁾.

El nivel de significación estadística se ajustó en $p < 0.05$, y se consideraron relevantes diferencias superiores al 10%.

III. Resultados y desarrollo argumental

Se realizaron 96 experimentos con sus diferentes condiciones. Fueron raros los casos en los que hubo mala adaptación o dificultad para alcanzar el estado de equilibrio entre las dos cámaras del modelo pulmonar, por presencia de trigger fallidos o ciclados prematuros.

1. Resultados de la evaluación del trigger

Las mediciones de PD, TPM, TDT y PTPt con nivel de PEEP de 5 cmH₂O y el mínimo permitido por el ventilador, en los 3 niveles de PS (10, 15 y 20 cmH₂O) con los niveles de esfuerzo de P0.1 de 2 cmH₂O y 4 cmH₂O se muestran en de la *Figura 14* hasta la *Figura 21*.

Los resultados numéricos se recogen desde la *Tabla 3* hasta la *Tabla 10*.

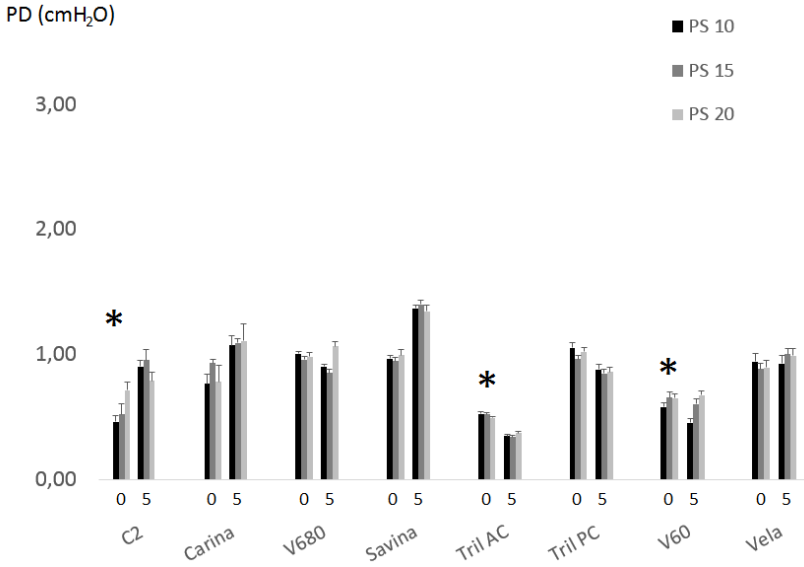


Figura 14 – Diagrama de resultados de PD (en cmH₂O) con P0.1 2 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas (p<0.05) y relevantes entre ventiladores.

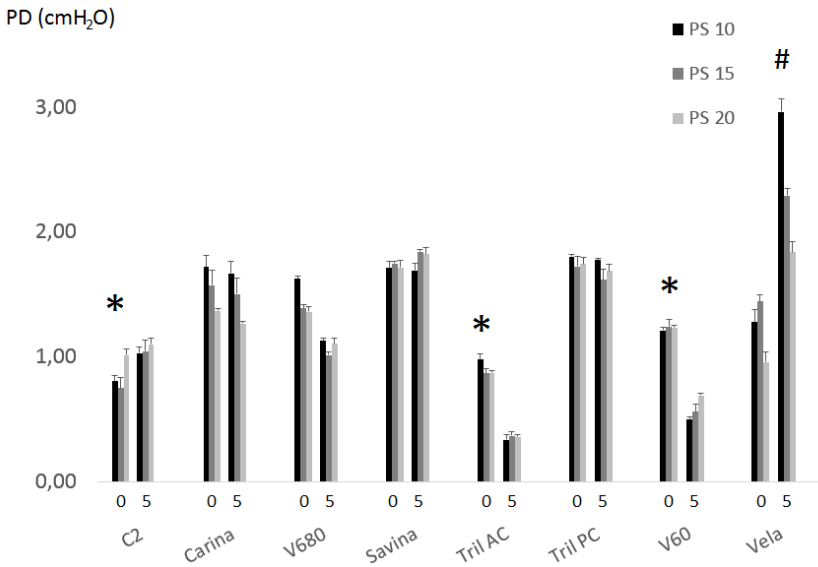


Figura 15 – Diagrama de resultados de PD (en cmH₂O) con P0.1 4 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas (p<0.05) y relevantes entre ventiladores.

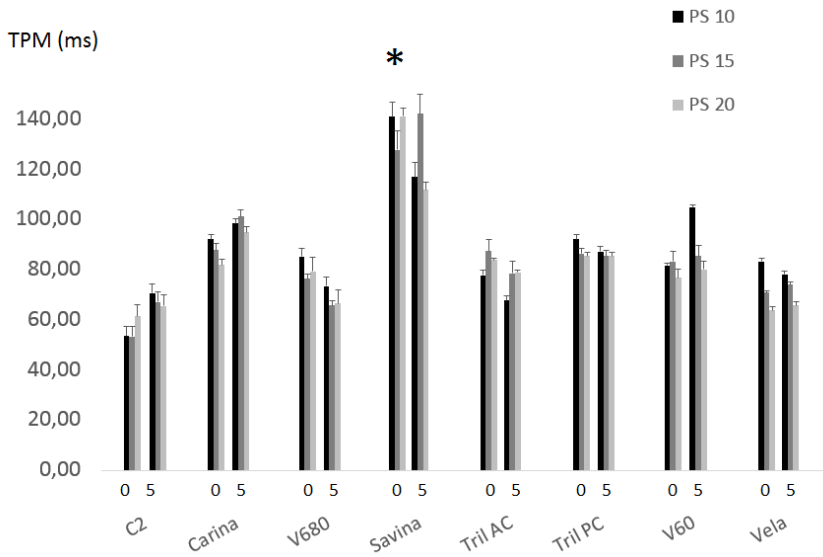


Figura 16 – Diagrama de resultados de TPM (en ms) con P0.1 2 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas (p<0.05) y relevantes entre ventiladores.

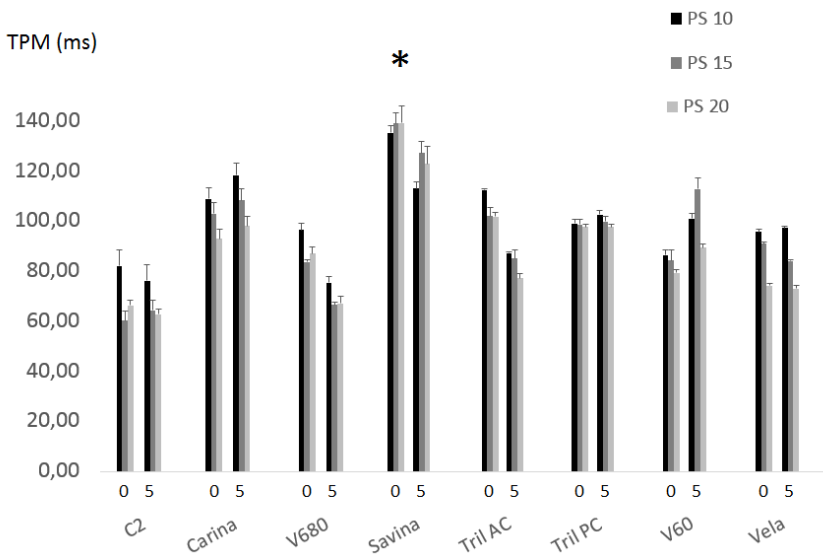


Figura 17 – Diagrama de resultados de TPM (en ms) con P0.1 4 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas (p<0.05) y relevantes entre ventiladores.

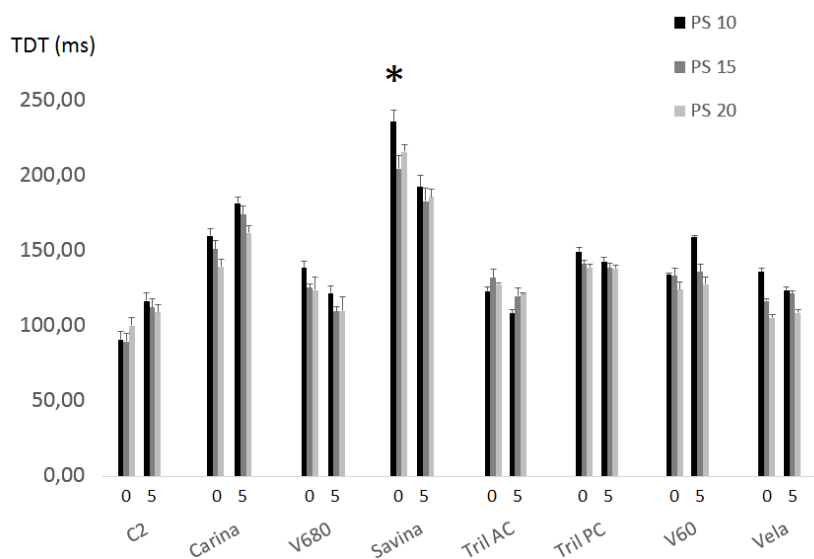


Figura 18 – Diagrama de resultados de TDT (en ms) con P0.1 2 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas (p<0.05) y relevantes entre ventiladores.

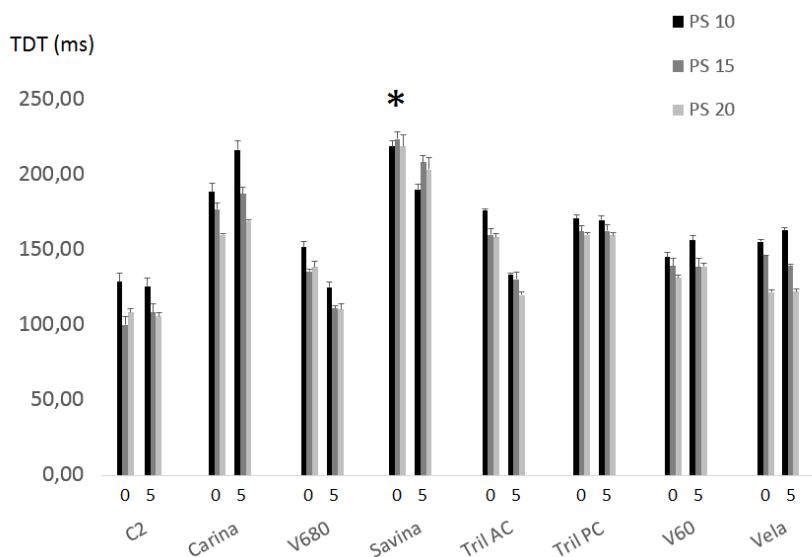


Figura 19 – Diagrama de resultados de TDT (en ms) con P0.1 4 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas (p<0.05) y relevantes entre ventiladores.

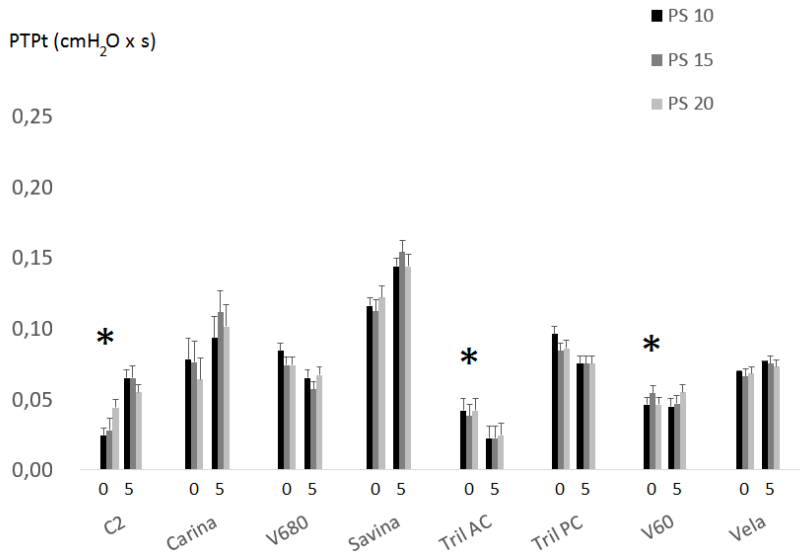


Figura 20 – Diagrama de resultados del parámetro PTPt (en cmH₂O x s) con P0.1 2 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre ventiladores.

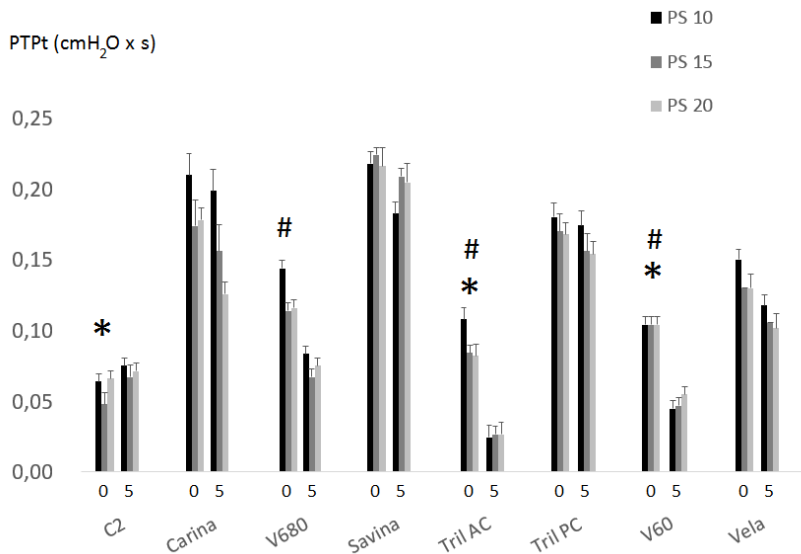


Figura 21 – Diagrama de resultados del parámetro PTPt (en cmH₂O x s) con P0.1 4 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. * Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre ventiladores. # Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre ambos niveles de PEEP.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	0,44	0,85	0,99	0,96	0,50	1,07	0,61	0,85
2	0	10	0,44	0,79	1,02	0,92	0,54	1,10	0,54	0,98
2	0	10	0,40	0,67	0,98	0,98	0,52	0,99	0,59	0,93
2	0	10	0,52	0,80	1,02	0,99	0,53	1,06	0,54	1,02
2	0	10	0,49	0,70	1,01	0,97	0,53	1,04	0,61	0,92
2	0	15	0,60	0,97	0,94	0,89	0,52	1,01	0,71	0,88
2	0	15	0,45	0,90	0,92	0,95	0,53	0,96	0,67	0,87
2	0	15	0,55	0,90	0,97	0,97	0,51	0,93	0,67	0,94
2	0	15	0,42	0,91	0,98	0,95	0,53	0,94	0,61	0,82
2	0	15	0,58	0,96	0,98	0,96	0,50	0,97	0,61	0,89
2	0	20	0,78	0,72	1,04	1,01	0,49	0,99	0,69	0,90
2	0	20	0,76	0,93	0,98	1,04	0,50	0,98	0,65	0,88
2	0	20	0,70	0,71	0,97	0,93	0,49	1,03	0,66	0,84
2	0	20	0,71	0,91	0,97	1,01	0,48	1,06	0,65	0,99
2	0	20	0,60	0,63	0,94	0,97	0,50	1,03	0,60	0,86
2	5	10	0,96	1,02	0,86	1,45	0,35	0,86	0,42	0,90
2	5	10	0,81	1,05	0,88	1,32	0,34	0,85	0,43	0,90
2	5	10	0,88	1,00	0,88	1,34	0,34	0,87	0,46	0,98
2	5	10	0,84	1,12	0,79	1,26	0,33	0,87	0,45	0,86
2	5	10	0,90	1,03	0,98	1,28	0,33	0,83	0,45	0,88
2	5	15	0,93	0,99	0,78	1,32	0,32	0,81	0,64	1,02
2	5	15	0,89	1,05	0,86	1,41	0,34	0,85	0,56	0,98
2	5	15	0,92	1,06	0,78	1,27	0,34	0,82	0,59	0,91
2	5	15	0,98	1,19	0,84	1,39	0,34	0,82	0,56	1,02
2	5	15	0,92	1,03	0,89	1,41	0,32	0,83	0,59	0,95
2	5	20	0,76	1,00	1,01	1,37	0,38	0,85	0,71	0,94
2	5	20	0,79	1,21	1,06	1,29	0,35	0,86	0,64	0,94
2	5	20	0,84	1,04	1,08	1,28	0,36	0,82	0,66	0,92
2	5	20	0,73	1,11	0,99	1,29	0,37	0,85	0,64	1,02
2	5	20	0,72	1,03	1,04	1,32	0,36	0,81	0,64	1,00

Tabla 3 (Parte 1) – Resultados obtenidos en el parámetro PD (en cmH₂O) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
4	0	10	0,73	1,85	1,63	1,73	1,05	1,82	1,19	1,22
4	0	10	0,82	1,66	1,58	1,79	0,95	1,78	1,25	1,41
4	0	10	0,86	1,61	1,63	1,70	0,98	1,80	1,20	1,15
4	0	10	0,81	1,71	1,63	1,66	0,96	1,79	1,21	1,35
4	0	10	0,79	1,75	1,64	1,68	0,94	1,81	1,20	1,25
4	0	15	0,67	1,75	1,40	1,74	0,82	1,70	1,31	1,44
4	0	15	0,86	1,45	1,36	1,76	0,90	1,74	1,28	1,41
4	0	15	0,74	1,48	1,39	1,75	0,86	1,78	1,23	1,41
4	0	15	0,66	1,63	1,42	1,72	0,90	1,79	1,19	1,41
4	0	15	0,80	1,55	1,37	1,76	0,85	1,60	1,19	1,53
4	0	20	0,98	1,38	1,39	1,68	0,87	1,67	1,25	1,08
4	0	20	0,95	1,37	1,39	1,78	0,88	1,73	1,24	0,86
4	0	20	1,03	1,35	1,30	1,69	0,89	1,74	1,24	0,90
4	0	20	1,05	1,35	1,33	1,76	0,85	1,74	1,22	0,98
4	0	20	1,05	1,38	1,38	1,66	0,85	1,82	1,21	0,96
4	5	10	0,99	1,70	1,14	1,65	0,37	1,84	0,50	3,11
4	5	10	0,98	1,53	1,04	1,60	0,31	1,78	0,46	3,02
4	5	10	1,03	1,53	1,16	1,73	0,35	1,74	0,51	2,81
4	5	10	0,98	1,70	1,13	1,66	0,31	1,62	0,49	2,74
4	5	10	1,02	1,65	1,01	1,59	0,30	1,65	0,47	2,70
4	5	15	0,96	1,41	1,06	1,77	0,39	1,55	0,51	2,30
4	5	15	0,95	1,42	0,97	1,84	0,36	1,55	0,56	2,29
4	5	15	1,02	1,34	0,94	1,84	0,34	1,56	0,55	2,12
4	5	15	1,07	1,51	1,00	1,80	0,35	1,59	0,54	2,20
4	5	15	1,08	1,63	0,97	1,71	0,35	1,62	0,58	2,23
4	5	20	1,06	1,27	1,11	1,80	0,26	1,71	0,68	1,94
4	5	20	1,20	1,16	1,01	1,77	0,38	1,56	0,68	1,59
4	5	20	1,02	1,28	1,07	1,71	0,39	1,61	0,66	1,69
4	5	20	1,07	1,23	1,14	1,80	0,36	1,65	0,69	1,92
4	5	20	1,01	1,22	1,05	1,78	0,36	1,67	0,65	1,80

Tabla 3 (Parte 2) – Resultados obtenidos en el parámetro PD (en cmH₂O) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	52	94	85	150	75	91	81	81
2	0	10	51	92	83	140	78	95	81	83
2	0	10	50	90	91	143	77	92	82	84
2	0	10	58	94	85	137	80	93	83	84
2	0	10	57	91	82	135	79	90	82	84
2	0	15	57	90	75	120	82	89	88	70
2	0	15	50	85	74	120	87	84	87	71
2	0	15	53	89	77	134	87	86	81	72
2	0	15	49	85	79	129	86	85	81	70
2	0	15	58	90	77	136	95	88	79	71
2	0	20	69	80	81	136	85	83	81	66
2	0	20	61	84	87	144	83	85	77	64
2	0	20	60	81	79	143	84	86	76	62
2	0	20	57	85	78	141	84	87	78	64
2	0	20	60	80	72	142	83	86	72	63
2	5	10	71	97	71	121	66	85	104	67
2	5	10	67	95	71	116	65	85	108	75
2	5	10	69	98	72	113	67	86	108	86
2	5	10	68	91	69	107	65	84	98	76
2	5	10	69	98	75	112	67	85	92	77
2	5	15	65	97	62	136	73	82	86	73
2	5	15	64	97	64	144	75	84	82	72
2	5	15	67	97	63	135	74	82	85	72
2	5	15	66	105	65	145	75	83	80	74
2	5	15	65	97	66	132	86	85	83	70
2	5	20	64	90	64	115	75	84	82	63
2	5	20	64	97	65	113	78	83	81	64
2	5	20	66	92	65	100	75	82	78	63
2	5	20	63	91	64	110	77	85	76	65
2	5	20	62	92	66	106	79	82	73	65

Tabla 4 (Parte 1) – Resultados obtenidos en el parámetro TPM (en ms) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
4	0	10	78	107	96	134	112	99	85	96
4	0	10	89	103	93	140	112	98	90	95
4	0	10	89	102	100	135	113	97	86	95
4	0	10	79	112	96	135	112	100	86	97
4	0	10	76	111	98	133	113	101	85	96
4	0	15	57	102	84	141	99	99	90	91
4	0	15	63	99	83	136	106	100	87	91
4	0	15	62	99	83	146	99	99	83	90
4	0	15	55	110	85	136	105	100	81	91
4	0	15	64	105	83	136	101	95	80	92
4	0	20	67	91	89	130	101	96	81	76
4	0	20	63	100	89	148	103	97	80	74
4	0	20	67	91	83	137	104	98	80	73
4	0	20	68	91	85	143	100	99	78	74
4	0	20	67	92	89	138	101	98	78	74
4	5	10	74	118	74	111	90	101	101	102
4	5	10	74	114	72	100	82	101	94	97
4	5	10	75	113	74	117	84	102	104	94
4	5	10	74	115	75	111	82	98	100	91
4	5	10	74	116	72	111	87	97	93	89
4	5	15	62	106	65	122	87	97	108	81
4	5	15	61	103	64	124	82	97	110	83
4	5	15	63	103	63	124	82	97	104	81
4	5	15	64	104	66	121	80	97	117	80
4	5	15	64	111	66	128	83	98	110	84
4	5	20	61	96	64	123	68	96	96	72
4	5	20	63	95	65	122	82	93	88	69
4	5	20	61	96	64	117	76	95	85	70
4	5	20	61	96	67	116	75	96	87	73
4	5	20	60	94	67	120	75	95	79	72

Tabla 4 (Parte 2) – Resultados obtenidos en el parámetro TPM (en ms) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	89	163	138	238	119	148	133	132
2	0	10	87	161	136	235	124	154	132	136
2	0	10	86	154	146	223	122	147	134	137
2	0	10	98	165	138	239	126	151	135	138
2	0	10	95	157	135	243	125	147	135	137
2	0	15	94	156	123	194	126	145	139	116
2	0	15	84	145	122	198	132	138	139	116
2	0	15	90	154	126	213	131	140	130	119
2	0	15	83	144	129	206	130	139	130	115
2	0	15	96	156	126	212	141	143	128	117
2	0	20	109	135	128	215	129	136	130	109
2	0	20	100	144	135	224	127	138	124	106
2	0	20	98	138	125	213	128	139	124	103
2	0	20	95	145	114	215	128	141	126	105
2	0	20	99	136	116	212	127	140	117	104
2	5	10	117	172	118	196	105	139	156	114
2	5	10	111	189	118	190	104	139	161	115
2	5	10	114	173	119	187	107	140	162	122
2	5	10	112	175	114	178	104	138	151	125
2	5	10	114	173	124	185	107	138	143	126
2	5	15	109	166	104	179	113	134	136	119
2	5	15	107	166	107	178	115	136	131	118
2	5	15	112	167	105	172	114	134	134	118
2	5	15	110	180	108	180	116	135	128	121
2	5	15	109	167	110	181	125	136	132	116
2	5	20	106	154	106	188	117	135	129	104
2	5	20	106	166	107	186	119	135	128	105
2	5	20	109	157	108	170	116	132	125	105
2	5	20	105	154	106	182	118	137	122	108
2	5	20	104	156	109	178	121	133	118	107

Tabla 5 (Parte 1) – Resultados obtenidos en el parámetro TDT (en ms) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
4	0	10	125	196	151	219	177	170	142	155
4	0	10	138	188	147	225	175	168	150	156
4	0	10	129	186	156	218	177	175	145	153
4	0	10	127	192	151	217	176	169	146	157
4	0	10	124	181	154	215	175	171	143	156
4	0	15	96	182	136	225	156	162	146	146
4	0	15	105	173	134	222	165	164	143	145
4	0	15	102	174	135	231	156	164	138	145
4	0	15	93	180	138	220	164	165	135	145
4	0	15	105	175	135	220	158	156	133	147
4	0	20	109	160	141	211	157	157	133	124
4	0	20	104	161	141	225	160	160	133	121
4	0	20	109	159	133	219	161	160	132	119
4	0	20	110	159	136	228	156	161	129	122
4	0	20	109	160	142	211	157	161	130	122
4	5	10	122	217	123	186	137	168	156	168
4	5	10	122	208	120	173	125	167	146	162
4	5	10	123	205	123	194	131	168	159	158
4	5	10	122	210	123	186	126	162	154	153
4	5	10	122	212	120	185	131	161	146	151
4	5	15	104	185	109	200	133	158	138	136
4	5	15	103	179	107	203	126	157	134	138
4	5	15	106	180	106	203	125	159	135	134
4	5	15	107	180	109	200	123	158	135	133
4	5	15	107	187	109	206	127	159	132	138
4	5	20	102	165	106	202	105	157	145	121
4	5	20	106	164	106	199	125	152	136	115
4	5	20	103	166	106	194	119	155	133	117
4	5	20	103	165	110	194	117	156	136	121
4	5	20	101	163	109	199	117	156	126	120

Tabla 5 (Parte 2) – Resultados obtenidos en el parámetro TDT (en ms) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	0,02	0,08	0,08	0,12	0,05	0,10	0,05	0,07
2	0	10	0,02	0,08	0,09	0,11	0,05	0,10	0,04	0,07
2	0	10	0,02	0,06	0,09	0,12	0,04	0,09	0,05	0,07
2	0	10	0,03	0,10	0,08	0,12	0,03	0,10	0,04	0,07
2	0	10	0,03	0,07	0,08	0,11	0,04	0,09	0,05	0,07
2	0	15	0,04	0,09	0,08	0,10	0,05	0,09	0,06	0,07
2	0	15	0,02	0,06	0,07	0,11	0,04	0,08	0,06	0,06
2	0	15	0,03	0,08	0,07	0,12	0,03	0,09	0,05	0,07
2	0	15	0,02	0,06	0,08	0,12	0,03	0,08	0,05	0,06
2	0	15	0,03	0,09	0,07	0,11	0,04	0,08	0,05	0,07
2	0	20	0,05	0,05	0,08	0,12	0,04	0,08	0,05	0,07
2	0	20	0,05	0,08	0,08	0,13	0,05	0,08	0,04	0,07
2	0	20	0,04	0,06	0,07	0,11	0,03	0,09	0,05	0,06
2	0	20	0,04	0,08	0,07	0,13	0,04	0,09	0,05	0,07
2	0	20	0,04	0,05	0,07	0,12	0,05	0,09	0,04	0,07
2	5	10	0,07	0,11	0,06	0,15	0,02	0,08	0,04	0,08
2	5	10	0,06	0,09	0,06	0,15	0,01	0,07	0,05	0,08
2	5	10	0,07	0,10	0,07	0,14	0,03	0,07	0,05	0,08
2	5	10	0,06	0,05	0,06	0,13	0,02	0,07	0,04	0,06
2	5	10	0,06	0,11	0,07	0,14	0,03	0,08	0,04	0,08
2	5	15	0,06	0,10	0,05	0,14	0,02	0,07	0,05	0,07
2	5	15	0,06	0,11	0,06	0,16	0,03	0,08	0,04	0,08
2	5	15	0,07	0,11	0,05	0,14	0,03	0,07	0,05	0,07
2	5	15	0,07	0,13	0,06	0,16	0,02	0,07	0,04	0,08
2	5	15	0,06	0,10	0,06	0,16	0,01	0,08	0,05	0,07
2	5	20	0,06	0,09	0,07	0,15	0,03	0,07	0,06	0,08
2	5	20	0,05	0,12	0,07	0,14	0,02	0,07	0,05	0,07
2	5	20	0,06	0,10	0,06	0,13	0,01	0,08	0,06	0,07
2	5	20	0,05	0,09	0,07	0,14	0,03	0,08	0,05	0,07
2	5	20	0,05	0,10	0,06	0,15	0,03	0,07	0,05	0,07

Tabla 6 (Parte 1) – Resultados obtenidos en el parámetro PTPt (en cmH₂O × ms) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
4	0	10	0,06	0,22	0,14	0,22	0,11	0,19	0,10	0,15
4	0	10	0,07	0,19	0,14	0,23	0,10	0,18	0,11	0,15
4	0	10	0,07	0,18	0,15	0,21	0,11	0,17	0,10	0,14
4	0	10	0,06	0,20	0,14	0,21	0,10	0,17	0,11	0,15
4	0	10	0,06	0,20	0,15	0,22	0,12	0,19	0,10	0,16
4	0	15	0,04	0,19	0,11	0,22	0,08	0,17	0,11	0,13
4	0	15	0,06	0,15	0,12	0,23	0,09	0,17	0,11	0,13
4	0	15	0,05	0,16	0,11	0,23	0,08	0,18	0,10	0,13
4	0	15	0,04	0,19	0,12	0,22	0,09	0,18	0,10	0,13
4	0	15	0,05	0,18	0,11	0,22	0,08	0,15	0,10	0,13
4	0	20	0,07	0,17	0,12	0,21	0,07	0,16	0,10	0,12
4	0	20	0,06	0,18	0,12	0,23	0,08	0,17	0,11	0,14
4	0	20	0,06	0,17	0,11	0,21	0,09	0,16	0,10	0,12
4	0	20	0,07	0,18	0,11	0,23	0,09	0,17	0,10	0,14
4	0	20	0,07	0,19	0,12	0,20	0,08	0,18	0,11	0,13
4	5	10	0,07	0,22	0,09	0,18	0,03	0,19	0,05	0,12
4	5	10	0,07	0,19	0,08	0,17	0,02	0,18	0,04	0,11
4	5	10	0,08	0,19	0,08	0,20	0,03	0,17	0,05	0,11
4	5	10	0,07	0,18	0,09	0,18	0,02	0,16	0,04	0,12
4	5	10	0,08	0,20	0,07	0,17	0,02	0,16	0,04	0,12
4	5	15	0,06	0,16	0,07	0,20	0,03	0,16	0,04	0,10
4	5	15	0,06	0,13	0,06	0,21	0,03	0,15	0,05	0,10
4	5	15	0,07	0,14	0,06	0,21	0,02	0,16	0,05	0,10
4	5	15	0,07	0,15	0,07	0,21	0,03	0,15	0,04	0,11
4	5	15	0,07	0,19	0,07	0,20	0,02	0,15	0,05	0,11
4	5	20	0,07	0,13	0,07	0,21	0,02	0,16	0,06	0,10
4	5	20	0,08	0,12	0,08	0,20	0,03	0,14	0,05	0,10
4	5	20	0,07	0,13	0,07	0,19	0,03	0,15	0,05	0,10
4	5	20	0,07	0,12	0,08	0,20	0,02	0,15	0,06	0,10
4	5	20	0,06	0,12	0,07	0,21	0,03	0,16	0,05	0,10

Tabla 6 (Parte 2) – Resultados obtenidos en el parámetro PTPt (en cmH₂O × ms) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	0,45(0,04)	0,76(0,07)	1(0,01)	0,96(0,02)	0,52(0,01)	1,05(0,04)	0,57(0,03)	0,94(0,06)
2	0	15	0,52(0,08)	0,92(0,03)	0,95(0,02)	0,94(0,03)	0,51(0,01)	0,96(0,03)	0,65(0,04)	0,88(0,04)
2	0	20	0,71(0,07)	0,78(0,13)	0,98(0,03)	0,99(0,04)	0,49(0)	1,01(0,03)	0,65(0,03)	0,89(0,05)
2	5	10	0,87(0,05)	1,04(0,04)	0,87(0,06)	1,33(0,07)	0,33(0)	0,85(0,01)	0,44(0,01)	0,9(0,04)
2	5	15	0,92(0,03)	1,06(0,07)	0,83(0,04)	1,36(0,06)	0,33(0,01)	0,82(0,01)	0,58(0,03)	0,97(0,04)
2	5	20	0,76(0,04)	1,07(0,08)	1,03(0,03)	1,31(0,03)	0,36(0,01)	0,83(0,02)	0,65(0,03)	0,96(0,04)
4	0	10	0,8(0,04)	1,71(0,09)	1,62(0,02)	1,71(0,05)	0,97(0,04)	1,8(0,01)	1,21(0,02)	1,27(0,1)
4	0	15	0,74(0,08)	1,57(0,12)	1,38(0,02)	1,74(0,01)	0,86(0,03)	1,72(0,07)	1,24(0,05)	1,44(0,05)
4	0	20	1,01(0,04)	1,36(0,01)	1,35(0,04)	1,71(0,05)	0,86(0,01)	1,74(0,05)	1,23(0,01)	0,95(0,08)
4	5	10	1(0,02)	1,62(0,08)	1,09(0,06)	1,64(0,05)	0,32(0,03)	1,72(0,09)	0,48(0,02)	2,87(0,17)
4	5	15	1,01(0,06)	1,46(0,11)	0,98(0,04)	1,79(0,05)	0,35(0,01)	1,57(0,03)	0,54(0,02)	2,22(0,07)
4	5	20	1,07(0,07)	1,23(0,04)	1,07(0,05)	1,77(0,03)	0,35(0,05)	1,64(0,05)	0,67(0,01)	1,78(0,14)

Tabla 7 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro PD como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados (en cmH₂O). Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	53,6(3,64)	92,2(1,78)	85,2(3,49)	141(5,87)	77,8(1,92)	92,2(1,92)	81,8(0,83)	83,2(1,3)
2	0	15	53,4(4,03)	87,8(2,58)	76,4(1,94)	127,8(7,56)	87,4(4,72)	86,4(2,07)	83,2(4,02)	70,8(0,83)
2	0	20	61,4(4,5)	82(2,34)	79,4(5,41)	141,2(3,11)	83,8(0,83)	85,4(1,51)	76,8(3,27)	63,8(1,48)
2	5	10	68,8(1,48)	95,8(2,94)	71,6(2,19)	113,8(5,16)	66(1)	85(0,7)	102(6,92)	76,2(6,76)
2	5	15	65,4(1,14)	98,6(3,57)	64(1,58)	138,4(5,77)	76,6(5,31)	83,2(1,3)	83,2(2,38)	72,2(1,48)
2	5	20	63,8(1,48)	92,4(2,7)	64,8(0,83)	108,8(5,97)	76,8(1,78)	83,2(1,3)	78(3,67)	64(1)
4	0	10	82,2(6,3)	109(4,52)	96,6(2,6)	135,4(2,7)	112,4(0,54)	99(1,58)	86,4(2,07)	95,8(0,83)
4	0	15	60,2(3,96)	103(4,63)	83,6(0,89)	139(4,47)	102(3,31)	98,6(2,07)	84,2(4,2)	91(0,7)
4	0	20	66,4(1,94)	93(3,93)	87(2,82)	139,2(6,76)	101,8(1,64)	97,6(1,14)	79,4(1,34)	74,2(1,09)
4	5	10	74,2(0,44)	115,2(1,92)	73,4(1,34)	110(6,16)	85(3,46)	99,8(2,16)	98,4(4,72)	94,6(5,12)
4	5	15	62,8(1,3)	105,4(3,36)	64,8(1,3)	123,8(2,68)	82,8(2,58)	97,2(0,44)	109,8(4,71)	81,8(1,64)
4	5	20	61,2(1,09)	95,4(0,89)	65,4(1,51)	119,6(3,04)	75,2(4,96)	95(1,22)	87(6,12)	71,2(1,64)

Tabla 8 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro TPM como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados (en ms). Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	91(5,24)	160(4,47)	138,6(4,33)	235,6(7,6)	123,2(2,77)	149,4(3,04)	133,8(1,3)	136(2,34)
2	0	15	89,4(5,81)	151(6)	125,2(2,77)	204,6(8,41)	132(5,52)	141(2,91)	133,2(5,35)	116,6(1,51)
2	0	20	100,2(5,26)	139,6(4,61)	123,6(8,67)	215,8(4,76)	127,8(0,83)	138,8(1,92)	124,2(4,71)	105,4(2,3)
2	5	10	113,6(2,3)	176,4(7,12)	118,6(3,57)	187,2(6,61)	105,4(1,51)	138,8(0,83)	154,6(7,82)	120,4(5,59)
2	5	15	109,4(1,81)	169,2(6,05)	106,8(2,38)	178(3,53)	116,6(4,82)	135(1)	132,2(3,03)	118,4(1,81)
2	5	20	106(1,87)	157,4(4,97)	107,2(1,3)	180,8(7,15)	118,2(1,92)	134,4(1,94)	124,4(4,5)	105,8(1,64)
4	0	10	128,6(5,59)	188,5(5,72)	151,8(3,42)	218,8(3,76)	176(1)	170,6(2,7)	145,2(3,11)	155,4(1,51)
4	0	15	100,2(5,44)	176,8(3,96)	135,6(1,51)	223,6(4,61)	159,8(4,38)	162,2(3,63)	139(5,43)	145,6(0,89)
4	0	20	108,2(2,38)	159,8(0,83)	138,6(3,91)	218,8(7,82)	158,2(2,16)	159,8(1,64)	131,4(1,81)	121,6(1,81)
4	5	10	122,2(0,44)	210,4(4,5)	121,8(1,64)	184,8(7,52)	130(4,79)	165,2(3,42)	152,2(5,93)	158,4(6,87)
4	5	15	105,4(1,81)	182,2(3,56)	108(1,41)	202,4(2,5)	126,8(3,76)	158,2(0,83)	134,8(2,16)	135,8(2,28)
4	5	20	103(1,87)	164,6(1,14)	107,4(1,94)	197,6(3,5)	116,6(7,26)	155,2(1,92)	135,2(6,83)	118,8(2,68)

Tabla 9 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro TDT como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados (en ms). Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	0,02(0,005)	0,07(0,014)	0,08(0,005)	0,11(0,005)	0,04(0,008)	0,09(0,005)	0,04(0,005)	0,07(0)
2	0	15	0,02(0,008)	0,07(0,015)	0,07(0,005)	0,11(0,008)	0,03(0,008)	0,08(0,005)	0,05(0,005)	0,06(0,005)
2	0	20	0,04(0,005)	0,06(0,015)	0,07(0,005)	0,12(0,008)	0,04(0,008)	0,08(0,005)	0,04(0,005)	0,06(0,004)
2	5	10	0,06(0,005)	0,09(0,024)	0,06(0,005)	0,14(0,008)	0,02(0,008)	0,07(0,005)	0,04(0,005)	0,07(0,008)
2	5	15	0,06(0,005)	0,11(0,012)	0,05(0,005)	0,15(0,01)	0,02(0,008)	0,07(0,005)	0,04(0,005)	0,07(0,005)
2	5	20	0,05(0,005)	0,1(0,012)	0,06(0,005)	0,14(0,008)	0,02(0,008)	0,07(0,005)	0,05(0,005)	0,07(0,004)
4	0	10	0,06(0,005)	0,21(0,014)	0,14(0,005)	0,21(0,008)	0,1(0,008)	0,18(0,01)	0,1(0,005)	0,15(0,007)
4	0	15	0,04(0,008)	0,17(0,018)	0,11(0,005)	0,22(0,005)	0,08(0,005)	0,17(0,012)	0,1(0,005)	0,13(0)
4	0	20	0,06(0,005)	0,17(0,008)	0,11(0,005)	0,21(0,013)	0,08(0,008)	0,16(0,008)	0,1(0,005)	0,13(0,01)
4	5	10	0,07(0,005)	0,19(0,015)	0,08(0,008)	0,18(0,012)	0,02(0,005)	0,17(0,013)	0,04(0,005)	0,11(0,005)
4	5	15	0,06(0,005)	0,15(0,023)	0,06(0,005)	0,2(0,005)	0,02(0,005)	0,15(0,005)	0,04(0,005)	0,1(0,005)
4	5	20	0,07(0,007)	0,12(0,005)	0,07(0,005)	0,2(0,008)	0,02(0,005)	0,15(0,008)	0,05(0,005)	0,1(0)

Tabla 10 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro PTPt como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados (en cmH₂O × s). Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

PD y PTP fueron significativamente menores con los ventiladores más recientes Hamilton C2, Philips Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) utilizando circuito activo y Philips V60 (Philips; Carlsbad, EUA), indicando una mejor respuesta en el trigger. Los valores de PTP y TDT encontrados para Dräger Savina 300 fueron significativamente mayores en comparación con el resto de ventiladores, orientando a un rendimiento inferior en el desencadenamiento

En general, no hubo diferencias homogéneas en las comparaciones entre los niveles de PEEP mínima permitida por el ventilador y de 5 cmH₂O. Sólo hubo un PD significativamente superior con PEEP 5 cmH₂O con el ventilador Vela (CareFusion; San Diego, EUA) con P0.1 de 4 cmH₂O. También se encontraron valores significativamente inferiores con PEEP 5 cmH₂O con Philips V680 (Philips; Carlsbad, EUA), Philips Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) con circuito activo y Philips V60 (Philips; Carlsbad, EUA) con P0.1 de 4 cmH₂O.

2. Resultados de la evaluación de la presurización

Las mediciones de iPTP300% e ITP500% con nivel de PEEP de 5 cmH₂O y el mínimo permitido por el ventilador, en los 3 niveles de PS (10, 15 y 20 cmH₂O) con los niveles de esfuerzo de P0.1 de 2 cmH₂O y 4 cmH₂O se muestran en de la *Figura 22* hasta la *Figura 25*. Los resultados numéricos se desde la *Tabla 11* hasta la *Tabla 14*.

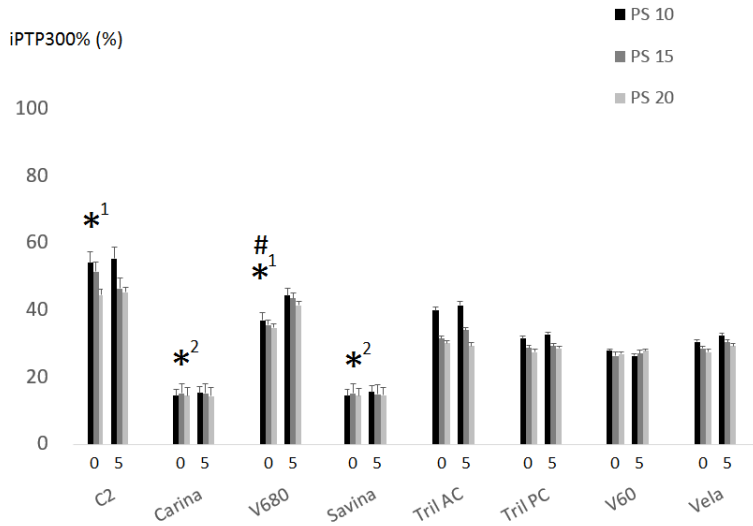


Figura 22 – Diagrama de resultados del parámetro iPTP300% (en porcentaje) con P0.1 2 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. *¹ Señala los ventiladores con resultados superiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. *² Señala los ventiladores con resultados inferiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. # Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre los niveles de PEEP.

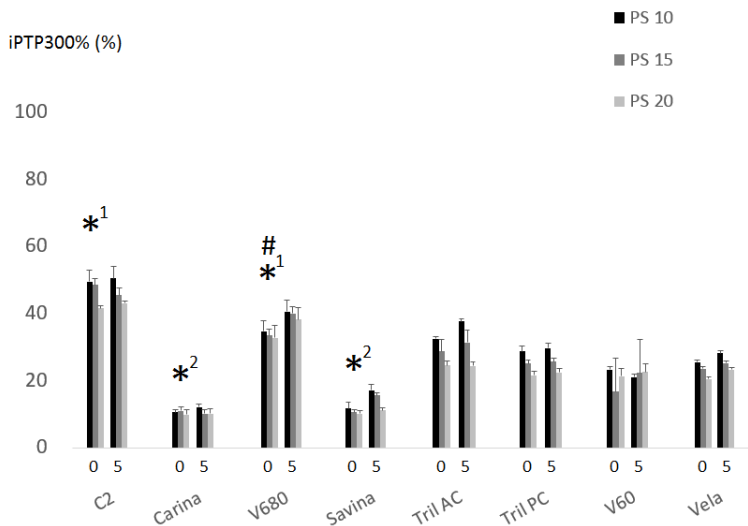


Figura 23 – Diagrama de resultados del parámetro iPTP300% (en porcentaje) con P0.1 4 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. *¹ Señala los ventiladores con resultados superiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. *² Señala los ventiladores con resultados inferiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. # Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre los niveles de PEEP.

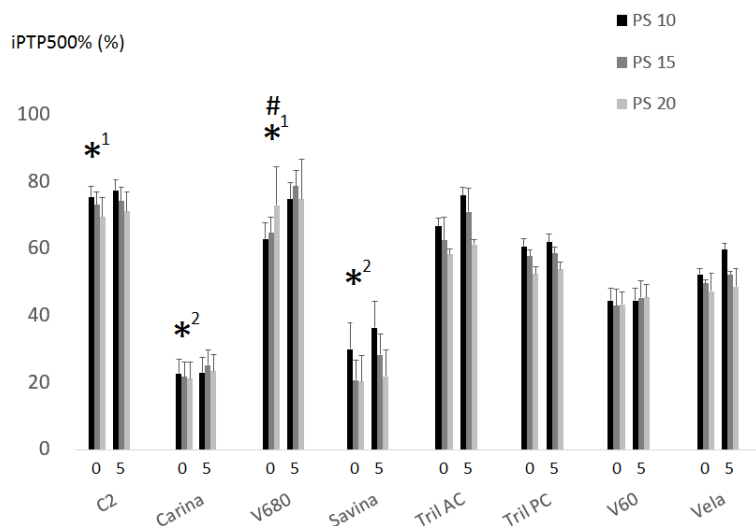


Figura 24 – Diagrama de resultados del parámetro iPTP500% (en porcentaje) con P0.1 2 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. *¹ Señala los ventiladores con resultados superiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. *² Señala los ventiladores con resultados inferiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. # Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre los niveles de PEEP.

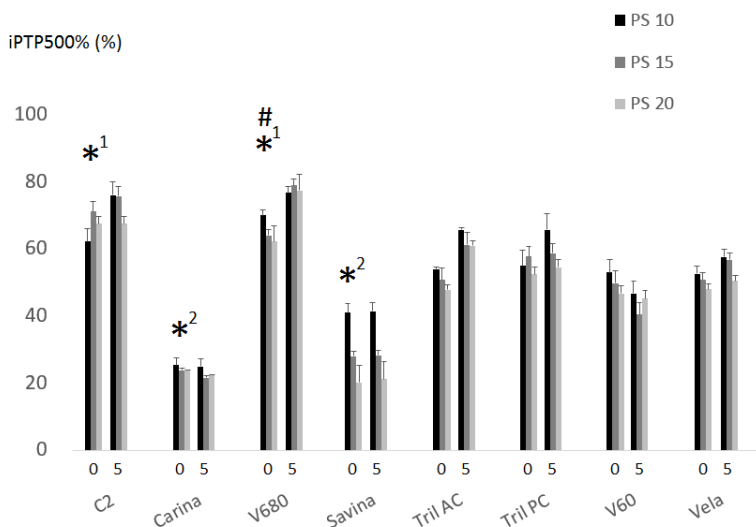


Figura 25 – Diagrama de resultados del parámetro iPTP500% (en porcentaje) con P0.1 4 cmH₂O. PS y PEEP en cmH₂O. *¹ Señala los ventiladores con resultados superiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. *² Señala los ventiladores con resultados inferiores de forma estadísticamente significativa ($p < 0.05$) y relevante. # Indica diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) y relevantes entre los niveles de PEEP.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	58	15	37	15	40	32	28	31
2	0	10	50	18	41	15	42	32	28	31
2	0	10	55	13	38	14	41	33	29	32
2	0	10	53	14	36	13	39	31	29	30
2	0	10	57	15	35	18	40	32	28	31
2	0	15	55	14	38	15	32	29	27	29
2	0	15	53	19	37	19	33	29	28	28
2	0	15	54	12	36	12	32	30	25	30
2	0	15	50	15	34	18	31	30	27	29
2	0	15	48	18	35	14	32	28	27	29
2	0	20	45	14	37	14	30	28	27	28
2	0	20	46	18	35	16	30	27	27	29
2	0	20	47	17	35	18	31	29	28	28
2	0	20	44	14	34	15	32	28	27	28
2	0	20	43	12	35	12	30	28	28	27
2	5	10	58	15	44	16	41	32	26	32
2	5	10	56	19	44	19	41	33	27	33
2	5	10	55	14	45	14	42	33	25	31
2	5	10	54	13	44	13	40	32	26	32
2	5	10	51	15	42	15	41	32	26	32
2	5	15	48	14	43	14	33	29	27	30
2	5	15	47	16	44	16	36	30	26	31
2	5	15	43	15	43	14	33	28	26	30
2	5	15	48	15	43	15	32	29	28	30
2	5	15	44	15	42	15	34	29	27	29
2	5	20	45	14	41	14	29	28	27	29
2	5	20	46	16	42	16	30	28	29	28
2	5	20	46	15	41	15	29	29	27	30
2	5	20	44	14	40	13	28	28	28	29
2	5	20	43	12	41	14	29	28	27	29

Tabla 11 (Parte 1) – Resultados obtenidos en el parámetro iPTP300% (en porcentaje) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
4	0	10	50	11	31	12	32	27	23	26
4	0	10	45	12	35	15	33	29	24	27
4	0	10	55	13	40	10	34	31	25	25
4	0	10	50	12	35	12	33	30	23	26
4	0	10	50	11	35	12	33	29	24	26
4	0	15	48	11	34	11	27	25	00	24
4	0	15	48	11	34	10	27	25	21	25
4	0	15	52	13	37	11	34	26	21	24
4	0	15	47	12	32	12	32	27	25	24
4	0	15	50	10	33	11	26	25	19	23
4	0	20	42	10	33	10	25	23	19	21
4	0	20	43	10	33	12	27	22	23	21
4	0	20	42	13	29	11	25	23	21	20
4	0	20	41	10	39	10	24	20	21	21
4	0	20	42	9	32	10	24	22	25	22
4	5	10	50	12	40	17	37	28	21	28
4	5	10	51	13	43	18	36	29	20	28
4	5	10	50	12	40	17	37	29	18	27
4	5	10	49	12	38	16	39	31	24	29
4	5	10	50	11	40	17	37	30	21	27
4	5	15	45	10	39	13	32	24	22	24
4	5	15	46	10	41	10	30	25	22	25
4	5	15	45	11	37	18	30	27	21	26
4	5	15	44	9	40	13	28	26	23	25
4	5	15	45	10	41	23	35	25	22	25
4	5	20	39	10	38	11	24	23	20	23
4	5	20	41	11	38	11	22	22	22	23
4	5	20	52	10	36	14	27	23	26	23
4	5	20	40	9	39	8	23	22	21	22
4	5	20	41	10	38	11	25	21	23	24

Tabla 11 (Parte 2)– Resultados obtenidos en el parámetro iPTP300% (en porcentaje) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	75	23	63	30	64	61	45	50
2	0	10	81	30	71	42	67	65	45	53
2	0	10	73	18	58	20	67	58	40	53
2	0	10	76	23	62	31	71	61	50	55
2	0	10	75	22	63	29	67	60	45	53
2	0	15	73	22	65	22	61	58	43	50
2	0	15	80	29	72	30	61	56	37	50
2	0	15	73	17	65	13	75	58	51	50
2	0	15	73	22	59	21	57	61	42	52
2	0	15	69	21	65	20	61	58	44	49
2	0	20	68	21	65	21	59	50	44	48
2	0	20	80	29	82	32	59	53	43	48
2	0	20	66	15	57	10	57	53	42	48
2	0	20	67	21	82	21	61	56	50	40
2	0	20	69	22	81	20	58	53	40	55
2	5	10	75	23	74	36	75	61	43	50
2	5	10	88	25	78	32	77	61	40	59
2	5	10	75	20	70	40	73	58	43	58
2	5	10	70	23	74	36	75	65	51	68
2	5	10	75	23	74	36	75	61	43	60
2	5	15	73	25	78	25	70	58	40	48
2	5	15	80	25	82	20	64	58	45	51
2	5	15	68	27	78	25	70	55	45	51
2	5	15	72	25	74	45	77	61	49	57
2	5	15	74	23	77	25	70	58	45	51
2	5	20	68	24	74	21	57	54	45	47
2	5	20	80	24	80	17	60	53	35	48
2	5	20	69	21	74	21	66	50	55	48
2	5	20	67	23	68	28	60	53	45	50
2	5	20	68	24	74	21	60	56	45	48

Tabla 12 (Parte 1) – Resultados obtenidos en el parámetro iPTP500% (en porcentaje) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
4	0	10	63	26	68	38	53	49	49	50
4	0	10	69	23	70	41	54	55	51	53
4	0	10	60	29	73	40	54	54	53	53
4	0	10	60	27	70	42	55	62	59	52
4	0	10	60	25	70	45	54	56	54	56
4	0	15	71	24	62	29	50	58	45	48
4	0	15	76	24	64	28	50	54	50	51
4	0	15	71	25	64	30	47	62	55	51
4	0	15	68	23	67	26	57	58	51	54
4	0	15	71	24	64	28	51	58	49	51
4	0	20	68	24	62	15	46	50	44	46
4	0	20	68	24	61	20	48	52	47	48
4	0	20	71	24	70	20	48	53	46	49
4	0	20	65	24	62	29	50	56	50	50
4	0	20	67	24	57	18	48	52	48	48
4	5	10	74	24	76	38	60	64	42	56
4	5	10	75	26	77	40	65	65	46	57
4	5	10	73	25	75	40	70	66	46	57
4	5	10	77	24	76	43	65	65	52	58
4	5	10	77	25	76	44	65	65	45	57
4	5	15	73	21	79	27	58	56	32	68
4	5	15	75	21	78	28	60	58	40	52
4	5	15	77	20	78	28	64	59	48	57
4	5	15	75	23	80	29	60	60	41	51
4	5	15	75	22	76	28	61	58	39	53
4	5	20	64	22	77	20	50	52	38	47
4	5	20	60	22	80	18	57	54	44	50
4	5	20	71	24	74	26	69	56	57	50
4	5	20	75	21	75	19	71	54	43	52
4	5	20	64	22	77	22	55	54	42	51

Tabla 12 (Parte 2) – Resultados obtenidos en el parámetro iPTP500% (en porcentaje) en cada uno de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	54,6(3,2)	15(1,87)	37,4(2,3)	15(1,87)	40,4(1,14)	32(0,7)	28,4(0,54)	31(0,7)
2	0	15	52(2,91)	15,6(2,88)	36(1,58)	15,6(2,88)	32(0,7)	29,2(0,83)	26,8(1,09)	29(0,7)
2	0	20	45(1,58)	15(2,44)	35,2(1,09)	15(2,23)	30,6(0,89)	28(0,7)	27,4(0,54)	28(0,7)
2	5	10	54,8(2,58)	15,2(2,28)	43,8(1,09)	15,4(2,3)	41(0,7)	32,4(0,54)	26(0,7)	32(0,7)
2	5	15	46(2,34)	15(0,7)	43(0,7)	14,8(0,83)	33,6(1,51)	29(0,7)	26,8(0,83)	30(0,7)
2	5	20	44,8(1,3)	14,2(1,48)	41(0,7)	14,4(1,14)	29(0,7)	28,2(0,44)	27,6(0,89)	29(0,7)
4	0	10	50(3,53)	11(0,83)	35,2(3,19)	12,2(1,78)	33(0,7)	29,2(1,48)	23,8(0,83)	26(0,7)
4	0	15	49(2)	11,4(1,14)	34(1,87)	11(0,7)	29,2(3,56)	25,6(0,89)	17,2(9,85)	24(0,7)
4	0	20	42(0,7)	10,4(1,51)	33,2(3,63)	10,6(0,89)	25(1,22)	22(1,22)	21,8(2,28)	21(0,7)
4	5	10	50(0,7)	12(0,7)	40,2(1,78)	17(0,7)	37,2(1,09)	29,4(1,14)	20,8(2,16)	27,8(0,83)
4	5	15	45(0,7)	10(0,7)	39,6(1,67)	15,4(5,12)	31(2,64)	25,4(1,14)	22(0,7)	25(0,7)
4	5	20	42,6(5,31)	10(0,7)	37,8(1,09)	11(2,12)	24,2(1,92)	22,2(0,83)	22,4(2,3)	23(0,7)

Tabla 13 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro iPTP300% como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

P0.1	PEEP	PS	C2	CARINA	V680	SAVINA	TRIL.(A)	TRIL.(P)	V60	VELA
2	0	10	76(3)	23,2(4,32)	63,4(4,72)	30,4(7,82)	67,2(2,48)	61(2,54)	45(3,53)	52,8(1,78)
2	0	15	73,6(3,97)	22,2(4,32)	65,2(4,6)	21,2(6,05)	63(6,92)	58,2(1,78)	43,4(5,02)	50,2(1,09)
2	0	20	70(5,7)	21,6(4,97)	73,4(11,67)	20,8(7,79)	58,8(1,48)	53(2,12)	43,8(3,76)	47,8(5,31)
2	5	10	76,6(6,73)	22,8(1,78)	74(2,82)	36(2,82)	75(1,41)	61,2(2,48)	44(4,12)	59(6,4)
2	5	15	73,4(4,33)	25(1,41)	77,8(2,86)	28(9,74)	70,2(4,6)	58(2,12)	44,8(3,19)	51,6(3,28)
2	5	20	70,4(5,41)	23,2(1,3)	74(4,24)	21,6(3,97)	60,6(3,28)	53,2(2,16)	45(7,07)	48,2(1,09)
4	0	10	62,4(3,91)	25,5(2,23)	70,2(1,78)	41,2(2,58)	54(0,7)	55,2(4,65)	53,2(3,76)	52,8(2,16)
4	0	15	71,4(2,88)	24(0,7)	64,2(1,78)	28,2(1,48)	51(3,67)	58(2,82)	50(3,6)	51(2,12)
4	0	20	67,8(2,16)	24(0)	62,4(4,72)	20,4(5,22)	48(1,41)	52,6(2,19)	47(2,23)	48,2(1,48)
4	5	10	75,2(1,78)	24,8(0,83)	76(0,7)	41(2,44)	65(3,53)	65(0,7)	46,2(3,63)	57(0,7)
4	5	15	75(1,41)	21,4(1,14)	78,2(1,48)	28(0,7)	60,6(2,19)	58,2(1,48)	40(5,7)	56,2(6,97)
4	5	20	66,8(6,05)	22,2(1,09)	76,6(2,3)	21(3,16)	60,4(9,15)	54(1,41)	44,8(7,19)	50(1,87)

Tabla 14 – Resultados obtenidos en los análisis del parámetro iPTP500% como medias y desviaciones estándar de los cinco ciclos analizados. Los valores de P0.1, PEEP y PS se expresan en cmH₂O.

Los parámetros iPTP300% e iPTP500% fueron significativamente superiores en Hamilton C2 (Hamilton; Bonaduz, Switzerland) y Philips V680 (Philips; Carlsbad, EUA) en comparación con el resto de los dispositivos, para ambos niveles de esfuerzo. Por el contrario, Dräger Carina (Dräger; Lubeck, Germany) y Dräger Savina (Dräger; Lubeck, Germany) mostraron iPTP300% e iPTP500% significativamente inferiores en comparación con el resto de los ventiladores, también para ambos niveles de esfuerzo.

Sólo hubo diferencias significativas en iPTP300% e iPTP500% con diferentes niveles de PEEP para Philips V680 (Philips; Carlsbad, EUA), con ambos niveles de P0.1.

3. Discusión metodológica

3.1. Estudios experimentales de rendimiento

La valoración del riesgo y el control de calidad, que son cruciales para conseguir la mayor efectividad del cuidado médico ⁽⁴⁹⁾, son particularmente importantes en UCI, dado el estado de salud crítico de los pacientes tratados en el contexto hospitalario ^{(50) (51)}. Entre los diferentes asuntos que deben enfocarse por los protocolos de control de calidad en las UCI, la ventilación mecánica es especialmente relevante porque es un tratamiento de soporte vital que debe ser

aplicado cuidadosamente para encontrar un balance entre la ventilación insuficiente y el daño pulmonar inducido por la ventilación ⁽⁵¹⁾.

La evaluación de las características técnicas de los ventiladores de UCI es esencial para determinar las fortalezas y debilidades de cada ventilador. Cuando los fabricantes proporcionan estas características, pueden ser muy diferentes a su rendimiento en el contexto clínico, por lo que son necesarios estudios experimentales de evaluación de calidad para reproducir estas condiciones. Asimismo, como son dispositivos en constante evolución, las actualizaciones regulares son necesarias.

Los estudios experimentales de rendimiento han sido durante las últimas décadas una herramienta clave para llevar a cabo estas evaluaciones. Para este trabajo, se revisaron los trabajos más relevantes de este tipo de los últimos 17 años (2) (4) (5) (7) (8) (9) (28) (39) (52) (53) (54) (55) (56) (57) (58) (59) (60) (61) (34) (62) (63) (64) (65) (66) (67) (68) (69) (70) (71) (72) (73) (74) (75) (76) (77). Globalmente, estos trabajos se han centrado en la evaluación de 3 características. La primera, es la precisión del volumen corriente entregado y de la PEEP durante la ventilación asistida controlada; ambos parámetros resultan de gran importancia puesto que son las piedras angulares de la ventilación protectora pulmonar, que ha demostrado ser favorable para la duración de la ventilación mecánica y para la mortalidad en pacientes con síndrome de distrés respiratorio agudo ^{(78) (79) (80)}. La segunda, es el rendimiento del trigger y de la presurización

durante la ventilación espontánea en pacientes recibiendo ventilación con presión de soporte; la relevancia de estos aspectos deriva del hecho de que un mal sistema de desencadenamiento o de presurización de vía aérea pueden incrementar el trabajo respiratorio ⁽¹¹⁾ e inducir a asincronismos entre el paciente y el ventilador, que están asociados a un peor pronóstico clínico ^{(21) (22) (81)}. La tercera es la capacidad de los algoritmos de ventilación no invasiva para compensar los efectos negativos de las fugas, que podrían afectar a la tolerancia y al éxito de este tipo de ventilación ^{(56) (67) (72)}.

Si bien algunos estudios se centran en otros aspectos de los ventiladores, en general adoptan uno de estos tres enfoques, con una orientación particular hacia tres conjuntos de dispositivos: ventiladores de cuidados intensivos ^{(2) (4) (28) (34) (39) (54) (59) (60) (62) (68) (75)}, ventiladores de ventilación no invasiva ^{(5) (7) (52) (53) (56) (58) (61) (63) (64) (66) (67) (71) (72) (73) (74) (76)} y ventiladores de transporte ^{(8) (9) (57) (69) (70)}, aunque algunos de ellos lo hacen sobre otro tipo de máquinas como sistemas de CPAP ⁽⁵⁵⁾ o ventiladores de emergencia ⁽⁶⁵⁾. Son escasos los estudios que analizan el rendimiento de estos dispositivos en función del sistema de generación de flujo ⁽³⁴⁾.

El carácter innovador de este trabajo se debe a que se trata del primer estudio experimental que analiza el sistema de trigger y presurización de los ventiladores de UCI de nivel medio con tecnología de turbina disponibles.

3.2. Modelos pulmonares

La simulación es una estrategia para sustituir o amplificar experiencias reales con otras que evocan ciertos aspectos de la realidad ⁽⁸²⁾.

Las simulaciones y los modelos en medicina respiratoria ofrecen diversos beneficios y aplicaciones. Primeramente, pueden facilitar un mejor entendimiento de la fisiopatología del proceso patológico; por ejemplo, se han desarrollado modelos pulmonares con varias unidades con diferentes niveles de ventilación y perfusión regionales, para facilitar la comprensión de las alteraciones del intercambio gaseoso ⁽⁸³⁾. En segundo lugar, las simulaciones y los modelos, pueden constituir poderosas herramientas educativas que facilitan el entrenamiento de los profesionales para la toma de decisiones en diagnóstico y tratamiento ⁽⁸⁴⁾, a través de la observación de sus respuestas a partir de las diferentes manipulaciones. A ello se suma el hecho de que, una decisión equivocada en un simulador, sólo conduce al aprendizaje del error, sin consecuencias reales de gravedad. En tercer lugar, un simulador o modelo puede ayudar a predecir la respuesta del paciente a los tratamientos planeadas; por ejemplo, un modelo mecánico de pulmón puede ser capaz de predecir cómo el sistema respiratorio del paciente responderá a un cambio en el ajuste del ventilador o cómo un fármaco vasodilatador podría afectar al intercambio gaseoso ⁽⁸⁵⁾. En cuarto lugar, pueden servir para la orientación y la guía durante técnicas invasivas; por ejemplo, se han desarrollado modelos

anatómicos computarizados del sistema respiratorio para diagnosticar lesiones anatómicas y guiar las broncoscopias ⁽⁸⁶⁾. En quinto lugar, y aplicándose al presente trabajo, los simuladores y los modelos pueden ayudar a evaluar y mejorar los dispositivos de ventilación existentes, así como sus diferentes técnicas de uso y modos.

Los abordajes para el modelado y la simulación del sistema respiratorio han tomado varias formas a lo largo de los años. Desde el uso de actores para simular diversas situaciones patológicas hasta el modelado matemático computarizado de los comportamientos de gases respiratorios con el fin de elaborar modelos pulmonares multiunitarios para describir la ventilación y el intercambio gaseoso. Las mejoras en la programación y la capacidad de computación han aumentado el potencial para el modelado y la simulación del sistema respiratorio.

Globalmente, existen 3 grupos de simulaciones y modelos del sistema respiratorio:

- 1) modelos controlados por ordenador y simuladores de signos y síntomas,
- 2) modelos anatómicos de pulmón, desde principios anatómicos o de imagen y
- 3) simulaciones fisiológicas y modelos fundamentados en el análisis del comportamiento fisiológico de los gases. Este último grupo es en el que se incluyen

los modelos experimentales físicos de pulmón empleados en los estudios de análisis de rendimiento de ventiladores.

Estos simuladores se han empleado para trabajos de evaluación de respiradores desde hace décadas ^{(6) (35) (87)}. Los primeros simuladores de mecánica respiratoria eran simples fuelles enganchados con muelles que simulaban el sistema respiratorio pasivo. Ajustando la posición de los muelles o la resistencia de las tubuladuras se cambiaba la distensibilidad y la resistencia del sistema. Posteriormente, se añadieron mecanismos generadores para simular los esfuerzos de un paciente activo. El principio básico de estos modelos mecánicos es el de la ecuación de movimiento simplificada:

$$P_{cond} = \frac{V}{C} + \frac{\varphi}{R}$$

, donde P_{cond} es la presión conductora o diferencia entre la presión máxima y mínima, V es el volumen, C es la distensibilidad, φ es el flujo y R es la resistencia. En un simulador de pulmón activo, una segunda presión conductora se crea añadiendo un mecanismo conductor que simula el esfuerzo del paciente.

En los últimos años, se han añadido computadores a los modelos mecánicos para mejorar la mecánica de la simulación ^{(88) (89) (90) (91) (92)}. Un ordenador puede simular el comportamiento regional (pese a que la generación del momento simplifica el modelo a un sistema de 2 unidades), puede crear distensibilidades y

resistencias no lineales y puede variar el patrón inspiratorio activo. En sistemas más sofisticados, se pueden programar cambios en ciertas variables con el tiempo. Es posible incluso simular la fisiología del colapso de la vía aérea y la variación del aporte de flujo.

Otros abordajes más recientes son las simulaciones puramente computarizadas del sistema respiratorio y del ventilador de forma combinada. Estos sistemas puede incluso simular el colapso de la vía aérea y de la demanda cambiante del paciente en respuesta al aporte de flujo de este último. De hecho, algunos ventiladores incluyen versiones simplificadas de los algoritmos de estos modelos para efectuar predicciones de estas respuestas.

Pese a todos los avances citados, la mayoría de trabajos utilizan modelos mecánicos. Existen en la literatura múltiples modelos de elaboración propia para estudios experimentales en particular ^{(93) (94) (95)}. Ante la dificultad técnica para la elaboración de un modelo fabricado expofeso y su impacto sobre la reproducibilidad de los resultados, sin embargo, usualmente se emplean modelos comerciales para la experimentación con ventiladores ⁽⁹⁶⁾.

Los componentes mecánicos-electrónicos controlados por software permiten un control preciso de los parámetros y, por lo tanto, una simulación de una condición pulmonar específica con modelos respiratorios avanzados, requiere acceso a un ordenador, software diseñado y una fuente de energía. También

complican el diseño, construcción y funcionamiento del sistema completo, a la vez que eliminan el factor de interpretación visual y física que sí permite el modelo de este trabajo.

En contraste, el diseño puramente mecánico permite gran portabilidad a la vez que se demuestra efectivamente la mecánica fisiológica del pulmón de una manera visual clara. Sin embargo, este abordaje puede estar limitado para investigación más detallada. Así, la elección de dichos sistemas dependería del uso deseado, donde el sistema presentado ofrecería más hincapié en el efecto de la enfermedad y la distensibilidad a un coste bajo, mientras que otros más complejos ofrecen un rango de capacidades más amplio con menor potencial para la interpretación física a un coste mayor.

Para este trabajo, se optó por un modelo mecánico de distribución comercial por las ventajas anteriormente citadas, así como por el hecho de que se trata de dispositivos con una disponibilidad y estandarización más amplias, sin acarrear los costes en tiempo, económicos y humanos de su mantenimiento y operación en comparación con los modelos elaborados *exprofeso*.

El modelo de simulación pulmonar escogido Dual Adult TTL 5600i resultó eficaz y versátil a la hora de realizar las experimentaciones. Si bien en los estudios experimentales sobre ventiladores se han empleado diferentes modelos,

concretamente en los últimos 17 años se puede distinguir la utilización de 7 sistemas de simulación para este tipo de trabajos:

- Modelo Dual Adult TTL de doble cámara de Michigan Instruments (Grand Rapids, EUA) ^{(2) (4) (7) (9) (34) (39) (53) (55) (56) (57) (58) (63) (64) (69) (77) (74)}.
- Modelo TTL de cámara única de Michigan Instruments (Grand Rapids, EUA) ⁽⁶²⁾.
- Modelo ASL5000 de pisón único de IngMar Medical (Pittsburgh, EUA) ^{(59) (60) (61) (65) (67) (70) (72) (73) (75)}.
- Modelo SB2000 de IngMar Medical (Pittsburgh, EUA) ⁽⁷¹⁾.
- Simulador Series 1101 de Hans Rudolph Inc. (Shawnee, EUA) ⁽⁷⁶⁾.
- Modelo de fabricación expofeso no comercial de caja y fuelle simple ^{(5) (8) (28) (52) (54) (68)}.
- Modelo de fabricación expofeso no comercial de doble caja y fuelle ⁽⁶⁶⁾.

En más de un tercio de los trabajos, el modelo utilizado fue el mismo que el empleado para el presente.

En la mayoría de estudios experimentales, al igual que en el presente, se utilizaron tubuladuras estándar para efectuar las conexiones entre los ventiladores y el modelo, sin ninguna otra interfaz intermedia. Sin embargo algunos de ellos se diseñaron empleando un tubo endotraqueal para simular las resistencias ^{(2) (53) (54)}

⁽⁶²⁾, e incluso cabezas de maniquí para simulación de acople y fugas en los trabajos sobre ventilación no invasiva ^{(56) (66) (61) (72) (76)}.

El modelo no fue calibrado específicamente para el trabajo de experimentación, sino que se empleó la calibración realizada por parte del fabricante, al igual que en la mayoría de los estudios revisados, aunque en alguno de ellos sí se efectuaron calibraciones independientes de la del fabricante previamente a la realización de los experimentos ⁽⁴⁾.

3.3. Respirador maestro

Para simular el esfuerzo respiratorio del paciente, presente durante la ventilación espontánea, los simuladores pulmonares mecánicos a menudo incorporan sistemas de generación de señales de flujo o presión para esta finalidad. Sin embargo, es habitual que en los estudios experimentales que utilizan esta sistemática con modelos pulmonares bicamerales se emplee un ventilador accesorio que ventila la cámara conductora o maestra permitiendo simular las características del esfuerzo inspiratorio con una mayor precisión, al permitir ajustar múltiples magnitudes.

El uso del ventilador de UCI Evita 4 (Drägerwerk, AG) como respirador maestro en el presente trabajo permitió efectuar una simulación precisa y satisfactoria, de acuerdo con las expectativas del diseño experimental. El

funcionamiento del modelo fue acorde a lo especificado por el fabricante y lo descrito en la literatura.

En la revisión de la literatura, 7 de los 12 trabajos experimentales sobre modelo pulmonar de dos cámaras emplearon un respirador maestro para generar el esfuerzo respiratorio, 3 de los cuales coincidieron en el mismo modelo de dispositivo (Evita 4)^{(4) (7) (39)}. Los otros ventiladores empleados en otros trabajos fueron Puritan-Bennett 7200⁽³⁴⁾, Puritan-Bennett 840⁽⁶⁹⁾, Taema Cesar⁽⁹⁾ y Newport e500⁽⁷⁴⁾, y otros no especificados^{(2) (56)}. En los restantes 5 trabajos que simularon esfuerzo respiratorio, no se empleó respirador maestro, sino generadores de onda de presión específicos con mayor o menor complejidad, generalmente con servoválvulas solenoides controladas por microprocesador para la generación de funciones^{(8) (54) (58) (67) (68)}.

3.4. Recogida de señales

Pese a disponer de él, para la digitalización de los datos en este trabajo se evitó el uso del software PneuView® suministrado por defecto con el modelo Dual Adult TTL 5600i, e inicialmente diseñado para su perfecta integración. Esta decisión se debió principalmente a dos razones:

- El software PneuView® resultó tener una orientación inicialmente destinada a la simulación con fines educativos bajo diferentes

circunstancias, proporcionando únicamente una serie de parámetros cerrada y no ampliable. De este modo, el cálculo de tiempos, diferenciales de presión y áreas bajo la curva resultaría imposible dentro del espectro de este estudio.

- Dicho software no permite la exportación de datos continuos de señal de presión y flujo de forma que puedan ser analizados de forma avanzada con softwares específicos para el procesamiento de señales. Por ello, la dificultad impuesta por la limitación anterior no puede solucionarse con la utilización de un software auxiliar.

Por estos motivos, se recurrió a la utilización de un sistema de transducción externo e independiente del modelo comercial, con el objetivo de flexibilizar al máximo las posibilidades de trabajo con los datos a la vez que se posibilita una calibración y una configuración de los sensores mucho más personalizada y adaptada a los objetivos del estudio.

Como se ha indicado, se utilizó un sensor de presión Validyne MP45±80 cmH₂O (Validyne Corp.; Northridge, EUA) calibrado mediante manómetro de agua a 10 cmH₂O, empleando dos de ellos, uno conectado a las tubuladuras entre el respirador maestro y la cámara de pulmón maestro, y otro conectado a las tubuladuras entre el respirador a prueba y la cámara de pulmón “paciente”. Para la medición del flujo se empleó un neumotacógrafo tipo Fleisch no. 2, la presión

diferencial a cuyo través fue medida con un sensor Validyne MP45 \pm 2.5 cmH₂O (Validyne Corp.; Northridge, EUA), y cuya calibración se realizó inyectando aire de una jeringa estandarizada de 1L (Harvard Apparatus; Holliston, EUA); igualmente, se instaló un sensor de flujo conectado a las tubuladuras entre el respirador maestro y la cámara de pulmón maestro, y otro de ellos conectado a las tubuladuras entre el respirador a prueba y la cámara de pulmón “paciente”.

Este diseño y este tipo de sensores de presión y de flujo son ampliamente empleados en los trabajos experimentales de esta índole. La elección de sensores de fabricación Validyne coincide con los empleados en la mayoría de estudios ^{(2) (9) (34) (58) (62) (74) (75)}, aunque en algunos casos fueron empleados otros modelos diferentes ^{(8) (52) (54) (63) (64) (66) (68) (70) (71) (77)} o bien los integrados en los propios modelos de mayor sofisticación ^{(59) (60) (61) (65) (67) (72)}, o los del fabricante del sistema de recogida de señales ^{(4) (7) (39) (56) (69)}, a pesar de que frecuentemente no se especifica al respecto ^{(5) (28) (53) (55) (73)}. Los neumotacógrafos Fleish no. 2 con sensores de presión diferencial son asimismo los más utilizados en los diseños experimentales ^{(2) (9) (34) (58) (62) (75)}, aunque también está descrito el uso de neumotacógrafos de pantalla no calentada ⁽⁶³⁾, y en ocasiones no se especifica el diseño ^{(4) (5) (7) (8) (28) (39) (52) (53) (54) (55) (59) (60) (61) (63) (64) (65) (66) (67) (68) (69) (70) (71) (72) (73) (77)}. A menudo no se indica si se empleó algún método de calibración ^{(4) (5) (7) (28) (34) (39) (53) (55) (56) (59) (60) (61) (62) (64) (70) (72) (73) (74) (75) (76)}, y en ocasiones cuando sí se afirma que fue utilizado, no se describe el mismo ^{(58) (65) (67)}; no obstante cuando se especifica, el uso de manómetros de agua para los sensores

de presión es el sistema más empleado ^{(2) (8) (9) (52) (54) (63) (66) (68) (71) (77)}, así como las jeringas de volúmenes conocidos para los sensores de flujo ^{(2) (9) (52) (63) (66) (68) (71) (77)}, o flujómetros de precisión ^{(8) (54)}, si bien también se describe el uso de ventiladores mecánicos para efectuar las calibraciones ⁽⁶⁹⁾.

Por otra parte, la transducción de señales de analógico a digital, efectuada por el sistema de conversión Biopac® MP100 (Biopac Systems; Goleta, EUA), es un método ampliamente utilizado en este tipo de trabajos ^{(2) (4) (7) (34) (39) (56) (58) (69)}. Otros sistemas utilizados son Powerlab/16SP (ADInstruments; Dunedin, Nueva Zelanda) ⁽⁷¹⁾, Cardas (Pilogic; Dyfed, Reino Unido) ⁽⁵²⁾, Direct Recording System (Raytech Instruments; Perkasie, EUA) ⁽⁹⁾, RS100 (Hans Rudolph; Highlands, EUA) ⁽⁶³⁾ o el propio sistema integrado del modelo ASL5000 (IngMar Medical; Pittsburgh, EUA) ^{(59) (60) (61) (65) (67) (72)}. En ocasiones no se especifica el sistema de recogida de señales empleado ^{(5) (8) (28) (53) (54) (55) (62) (64) (66) (68) (70) (73) (74) (75) (76) (77)}.

Se empleó una frecuencia de muestreo de 200Hz, al igual que en gran cantidad de trabajos similares ^{(8) (9) (34) (39) (58) (69) (71) (74)}. No obstante, es también frecuente el uso de otros valores inferiores entre 33 y 128 Hz ^{(2) (5) (52) (54) (66) (68) (77)}, así como superiores entre 500 y 2000 Hz ^{(4) (7) (56) (59) (60) (61) (65) (67) (72)}, y en ocasiones no se especifica ^{(28) (53) (55) (62) (63) (64) (70) (73) (75) (76)}. La tasa de muestreo de 200Hz proporcionó una resolución de datos suficientemente elevada como para llevar a cabo los cálculos y las determinaciones sin dificultad.

3.5. Selección de parámetros mecánicos

Fisiológicamente, la distensibilidad dinámica es el cambio de volumen dividido entre la presión transtorácica inspiratoria pico. La distensibilidad estática, por otra parte, es el cambio de volumen dividido entre la presión meseta inspiratoria. Con el inicio de una inspiración, el gradiente de presión transtorácica aumenta hasta un valor pico. Este aumento es función de la resistencia elástica del pulmón y la pared torácica, así como de la resistencia de la vía aérea, por lo que conforme el gas se distribuye en los alveolos la presión transtorácica cae a un nivel meseta. En consecuencia, la distensibilidad dinámica siempre es mayor que la estática.

La ventilación se produce normalmente en la porción de mayor pendiente de la curva, mientras que los mayores cambios de volumen aparecen en respuesta a pequeños cambios de presión. Sin embargo, a volúmenes altos y bajos, grandes cambios en la presión resultan en cambios mínimos en el volumen. En los pulmones lesionados en los que la distensibilidad ha caído a la porción plana de la curva, el objetivo de la ventilación mecánica es devolverla a la porción de alta pendiente de la curva. Un exceso de presión aplicado por el ventilador resulta en una ventilación en la parte alta de la curva, donde el proceso, nuevamente, es ineficiente⁽⁹⁷⁾.

Los valores normales de distensibilidad dinámica y estática oscilan entre 60 y 100 mL/cmH₂O. Se trata de un valor global, que no describe lo que sucede

regionalmente en el pulmón, en el que regiones patológicas pueden alternarse con regiones sanas. Valores de distensibilidad de 20 a 40 mL/cmH₂O podrían corresponder junto a las condiciones de la definición de Berlín con un síndrome de distrés respiratorio agudo avanzado ⁽⁹⁸⁾. Es por ello que los valores de 50 mL/cmH₂O utilizados en ambas cámaras se pueden considerar valores normales de distensibilidad. Esta distensibilidad ha sido utilizada previamente en otros estudios como condición de normalidad ^{(8) (54) (70) (74) (76)}; no obstante, valores de 20 ^{(7) (39) (52) (60) (77)}, 30 ^{(61) (65) (73)}, 60 ^{(59) (62) (63) (71) (72)}, 80 ^{(2) (9) (67)}, 100 ^{(34) (68)} o 120 mL/cmH₂O ^{(65) (73)} también se han utilizado en la bibliografía como distensibilidades normales. Asimismo, existen trabajos que no definen la distensibilidad empleada ^{(4) (5) (28) (55) (56) (57) (64) (66) (69) (75)}, o bien se escoge aplicando la fórmula $Cr_s^{-1} = Cw^{-1} + CL^{-1}$, donde Cr_s es la distensibilidad del sistema respiratorio, Cw es la distensibilidad teórica de la pared torácica (que representa aproximadamente el 4% de la capacidad vital predicha por cmH₂O) y CL es la distensibilidad pulmonar correspondiente a la distensibilidad dinámica del paciente ⁽⁵⁸⁾. Esta diversidad sugiere que diversos valores de distensibilidad pueden considerarse válidos para simular las diferentes condiciones, en función de las características del modelo y de las pruebas que en particular que se desea efectuar en cada caso.

Por otro lado, como se ha indicado, la resistencia de la vía aérea es la resistencia del tracto respiratorio al flujo aéreo durante la inspiración y la espiración, igual a la diferencia entre las presiones atmosférica y alveolar dividida

entre el flujo de aire. Sus determinantes incluyen el diámetro de las vías y el carácter laminar o turbulento del flujo aéreo. De ello se deduce que se trata de un parámetro considerablemente cambiante. En primer lugar, lo es con los cambios en el diámetro de las vías respiratorias, que se pueden producir en diversas condiciones como patologías tales como el asma o la enfermedad pulmonar obstructiva crónica. En segundo lugar, el carácter laminar o turbulento del flujo como determinante de la resistencia se relaciona con el hecho de que en las vías aéreas más gruesas, en la que existe una mayor predisposición al flujo turbulento, la aparición de una obstrucción aumentará considerablemente la resistencia. Otro factor que la hace variar es la alternancia entre inspiración y espiración en condiciones tales como el enfisema, en que la destrucción del tejido pulmonar elástico que mantiene abiertas las vías aéreas pequeñas, determina que durante la espiración forzada estas vías se colapsen conllevando un marcado aumento de la resistencia.

En las condiciones patológicas en las que, en virtud con lo citado, la resistencia de la vía aérea aumenta, es posible encontrar valores de este parámetro del orden de 10 cmH₂O/L/s o superiores. Se considera una resistencia normal en torno a 5 cmH₂O/L/s; por tanto, el valor utilizado en los experimentos de 5 cmH₂O/L/s puede considerarse un valor normal. De hecho, al igual que sucede con la distensibilidad, otros trabajos definen este valor como normal ^{(7) (34) (39) (52) (53) (58)}

^{(61) (62) (65) (72) (73) (77)}, aunque también se encuentra la utilización de 3 ^{(5) (59)} o de 8 ⁽⁶⁸⁾

⁽⁷¹⁾ cmH₂O/L/s como representativos de la normalidad. Valores superiores se consideran parámetros propios de condiciones obstructivas de mayor o menor severidad. Con menor frecuencia, las resistencias utilizadas para la experimentación no son indicadas en el diseño metodológico ^{(2) (4) (8) (9) (28) (54) (55) (56) (57) (64) (66) (69) (74)}. De este modo, aunque en menor medida en comparación con la distensibilidad, también existe una variabilidad sustancial en los diferentes valores empleados para definir los valores de resistencia, por lo que una vez más, la selección de los mismos más que en términos absolutos probablemente convenga adaptarla a las particularidades de cada trabajo experimental.

Se evitó emplear los resistores incluidos por defecto en el modelo pulmonar escogido por tratarse de resistencias orificiales de carácter no lineal. Para ello, se diseñó una resistencia lineal o parabólica específicamente para este protocolo de experimentación. Este tipo de resistencias obedecen la relación:

$$\Delta P = \frac{k}{2} \rho \bar{U}^2$$

, donde ΔP es la caída de presión a través de la resistencia, ρ es la densidad del gas, \bar{U} es la velocidad del gas media a través de la sección de la resistencia y k es la constante que, en las condiciones de las pruebas, es función sólo de la geometría de la resistencia ⁽⁹⁹⁾. Este tipo de resistencias ha sido utilizado a propósito en otros trabajos ^{(53) (58) (68)}, si bien algunos basan sus experimentaciones en el uso de resistencias simples no lineales ^{(5) (9) (63)}; no obstante, es habitual que en las

metodologías de estos trabajos no se indiquen los detalles del diseño de las resistencias utilizadas ^{(2) (4) (7) (8) (9) (28) (34) (39) (52) (54) (55) (56) (57) (59) (60) (61) (62) (64) (65) (66) (67) (69) (70) (71) (72) (73) (74) (75) (76) (77)}.

No son escasos estudios experimentales en modelo pulmonar similares revisados que toman un único valor de distensibilidad y resistencia para sus experimentos. Se encontraron 13 trabajos empleando una única configuración para todas ellas; de ellos, 10 utilizan dicha configuración como normal ^{(8) (9) (34) (39) (52) (54) (56) (60) (68) (70) (74)}, aunque algunos simulan una única condición obstructiva ^{(67) (76)}. No obstante, son numerosos los estudios que emplean diferentes condiciones simulando patrones con diferentes niveles de obstrucción y restricción y efectúan comparaciones de los resultados entre las mismas ^{(4) (7) (5) (53) (59) (61) (62) (63) (65) (69) (71) (72) (73) (75) (77)}.

3.6. Selección del modo de presión de soporte

Diversas enfermedades pulmonares agudas o crónicas pueden terminar un desequilibrio entre el trabajo respiratorio impuesto al paciente y su capacidad para mantenerlo, por un aumento de primero o una disminución del segundo, o ambas cosas. En tal situación, la ventilación mecánica es a menudo una necesidad, pero en lugar de sustituir totalmente el esfuerzo respiratorio de paciente, el ventilador se utiliza a menudo para descargar el paciente de una cantidad de trabajo respiratorio variable y a menudo desconocida. De hecho, la presencia de actividad

respiratoria espontánea ha demostrado comportar diversos beneficios, como reabrir unidades alveolares previamente colapsadas ⁽¹⁰⁰⁾, mejorar la ventilación-perfusión ⁽¹⁰¹⁾, proteger el diafragma de la atrofia asociada a la VM controlada, mejorar la función cardiovascular ⁽²⁰⁾ y disminuir las necesidades de sedación ⁽²⁰⁾. Los ventiladores modernos controlados por software, combinando una amplia gama de modos ventilatorios de soporte con excelentes rendimientos neumáticos, permiten el uso de ventilación espontánea asistida en un rango de situaciones clínicas cada vez más amplio ⁽¹⁰²⁾. Entre los diferentes modos, sin embargo, PSV es el más ampliamente utilizado ^{(103) (104) (105)}.

En la PSV, el clínico ajusta un nivel de presión de soporte, normalmente no inferior a 10 cmH₂O. Este valor generalmente se ajusta para obtener un volumen corriente deseado, pero el clínico teniendo en cuenta que al tratarse de un modo ajustado por presión, el volumen corriente variará con los cambios en la distensibilidad, resistencia y esfuerzo del paciente. La fase inspiratoria termina cuando la tasa de flujo inspiratorio alcanza un valor mínimo o un porcentaje del pico de flujo. Algunos ventiladores modernos tienen una variable de criterio de ciclado conocida como “sensibilidad espiratoria” o “ciclado espiratorio”. También hay criterios de ciclado de presión y tiempo como medidas de respaldo, disponibles en algunos ventiladores.

La PSV tiene múltiples ventajas reconocidas. Es un modo ventilatorio que puede aplicarse en cualquier modalidad que permita la ventilación espontánea. En primer lugar, apoya el volumen corriente espontáneo del paciente, permitiendo un mayor control de éste. Asimismo, facilita el destete, al poder disminuir la el trabajo respiratorio al superar la resistencia de la vía aérea artificial, el circuito del ventilador y las válvulas de demanda, con lo que contribuye a la reducción de la frecuencia respiratoria espontánea del paciente así como a mejorar su comodidad y reducir las necesidades de sedación. Globalmente, produce un descenso en la presión media en la vía aérea y disminuye la atrofia de la musculatura respiratoria.

Como inconvenientes destaca por una parte la necesidad de una ventilación espontánea consistente, en defecto de la cual deben asegurarse una ventilación de respaldo y un sistema de alarmas adecuados. Por otra parte, la variable de volumen corriente es dependiente de las características del pulmón y de la sincronización con el paciente y, además, el criterio de ciclado espiratorio puede variar dependiendo del ventilador, pudiendo producirse asincronismos de ciclado. Por otro lado, si el nivel de presión soporte se ajusta a un valor demasiado bajo, puede producirse fatiga y taquipnea y, por el contrario, si se emplea un valor demasiado alto, se puede producir fenómeno de atrapamiento aéreo y la consiguiente auto-PEEP.

Para evaluar la función de trigger y de presurización de un respirador en un estudio experimental, la presión de soporte es el modo más utilizado, puesto que es una modalidad disponible en la práctica totalidad de dispositivos, lo cual permite una estandarización entre ellos a la hora de evaluarlos.

Por su relevancia, en este estudio se utilizó el modo PSV para todas las pruebas realizadas en todos los ventiladores probados, al igual que en la mayoría de trabajos experimentales sobre modelo pulmonar para evaluación del trigger y la capacidad de presurización ^{(2) (4) (7) (8) (28) (34) (39) (54) (56) (58) (60) (64) (66) (67) (69) (70) (71) (72) (74) (75)} ⁽⁷⁶⁾. El uso de otras modalidades principalmente queda relegada a trabajos en los que no se realiza análisis del trigger, en VCV ^{(63) (65) (68) (62) (77)} y ACV ⁽⁷³⁾, aunque no obstante, algunos estudios en los que se realiza sí emplean otros modos como VCV ⁽⁵⁹⁾, BiPAP ⁽⁶¹⁾, ACV ⁽⁷⁵⁾ o S/T ⁽⁵²⁾ generalmente en el ámbito de la ventilación no invasiva. En algunos casos el modo no se especifica o es variable en función de la disponibilidad de los dispositivos ^{(9) (53)}.

3.7. Niveles de esfuerzo

El uso de ventilador maestro, como se ha indicado, permite un mayor control de la señal de flujo/presión que simula el esfuerzo del paciente al permitir manipular una amplia gama de parámetros en comparación con el generador de estímulo incluido por el modelo de pulmón. En este caso, se simularon dos niveles de esfuerzo inspiratorio para realizar las diferentes pruebas: bajo y alto.

El parámetro utilizado para cuantificar el nivel de esfuerzo inspiratorio fue la caída de presión en el primer milisegundo durante una maniobra de oclusión creada a la salida de la cámara de prueba (P0.1). En personas sanas y durante una asistencia completa, el parámetro P0.1 es de alrededor de 2 cmH₂O ⁽¹⁰⁶⁾, mientras que en pacientes con fallo respiratorio agudo se pueden generar P0.1 superiores a 10 cmH₂O ⁽¹⁰⁶⁾. La utilización de este parámetro resulta de gran utilidad para cuantificar el esfuerzo inspiratorio en este tipo de estudios, por lo que la mayoría de ellos lo utiliza para este fin ^{(2) (7) (9) (34) (39) (58) (69) (72) (73) (74)}. No obstante, algunos de ellos utilizan la presión negativa máxima generada ^{(4) (52) (70) (75) (76)} o el pico de flujo inspiratorio ^{(8) (28) (54) (59) (64) (71)}.

Como se ha descrito, se utilizaron dos niveles de P0.1 de 2 cmH₂O y de 4 cmH₂O para simular un esfuerzo inspiratorio normal y elevado respectivamente. Los valores más habituales para simular ambos esfuerzos son 2 y 4 cmH₂O ^{(2) (7) (9) (39) (69)}, aunque existen trabajos que optan por otros niveles de entre 2 y 13 cmH₂O ^{(34) (72) (74)}.

Del mismo modo, no todos los trabajos comparan las condiciones experimentales bajo diferentes niveles de esfuerzo ^{(52) (54) (71) (73) (74) (76)}, aunque es habitual que lo hagan entre dos de ellas ^{(2) (7) (9) (39) (59) (69) (75)} o incluso más ^{(4) (8) (28) (34) (64)}. En este caso, la utilización de ambos niveles se estimó de gran relevancia para la evaluación de parámetros que se pretendía llevar a cabo; mientras que un

esfuerzo inspiratorio bajo del orden de $P_{0.1}$ de 2 cmH_2O es suficiente para desencadenar el respirador, por lo que no tiene efecto en la fase de presurización, un esfuerzo elevado del orden de $P_{0.1}$ de 4 cmH_2O pone a prueba la capacidad del ventilador para manejar un paciente con demanda inspiratoria alta.

3.8. Condiciones experimentales

El uso de diversos niveles de presión de soporte para comparar en las experimentaciones es la tendencia habitual en este tipo de estudios, utilizando entre 2 y 6 valores diferentes, oscilando entre los 5 y los 25 cmH_2O ^{(2) (4) (7) (28) (34) (39) (56) (58) (60) (67) (69) (71) (72) (74) (75) (76)}. Sólo 5 trabajos efectúan las pruebas con un nivel de presión de soporte de 0 cmH_2O ^{(8) (54) (64) (66) (70)}.

Con respecto a la utilización de PEEP, la mayoría de trabajos, a diferencia del presente, no tienden a comparar los distintos ajustes del modo objetivo con diferentes valores ^{(4) (5) (7) (8) (52) (56) (59) (60) (61) (62) (64) (65) (67) (68) (70) (71) (73) (75) (76)}, aunque son numerosos los que sí lo hacen, comparando entre 5 cmH_2O y 10 cmH_2O ^{(66) (72) (74) (77)} o bien el mínimo valor ajustable por el dispositivo y 5 cmH_2O ^{(2) (9) (34) (39) (54) (69)}. Esta última comparación resulta especialmente interesante en el caso de los ventiladores de turbina, puesto que el funcionamiento continuo de la misma para generar flujo a menudo genera un nivel de presión mínima continuo diferente de 0.

Es habitual, al igual que en el diseño del presente trabajo, se utilice preferiblemente el trigger de flujo por delante del de presión, cuando está disponible ^{(2) (8) (56) (59) (60) (61)}, a la hora de comparar dispositivos, así como la selección de su mínimo valor ajustable sin producir auto-trigger ^{(2) (5) (7) (8) (28) (34) (39) (52) (64) (66) (69) (74) (76)}, aunque algunos trabajos utilizan valores fijos ^{(53) (60) (72)} o bien el máximo permitido ^{(9) (63)}, e incluso preconizan el trigger de presión por delante del de flujo ⁽⁷⁴⁾. Con respecto a la rampa de presurización, el valor más habitual es el que proporciona la pendiente más pronunciada ^{(5) (7) (34) (39) (52) (56) (61) (69) (70)}, o bien el valor que más se aproxima al anterior que no genera sobredisparo ^{(59) (64) (66)}. El criterio de ciclado habitual suele ser el que el dispositivo establece por defecto en su configuración inicial ^{(4) (7) (39)}, aunque algunos autores lo establecen en un valor fijo del 25% ^{(56) (63) (72) (74)} o del 30% ⁽⁵⁴⁾ o bien individualizado según el ventilador ⁽⁶¹⁾.

3.9. Parámetros analizados

Un ciclo respiratorio en modo PSV comienza con una deflexión negativa en el trazado de presión en vía aérea desde el nivel basal inicial, correspondiente a la presión mínima o PEEP (en las condiciones experimentales de este trabajo equivalente a 5 cmH₂O o al mínimo permitido por cada respirador), que marca el inicio de la fase inspiratoria. Desde este punto, la presión cae hasta un punto mínimo correspondiente al momento en que el ventilador detecta el esfuerzo inspiratorio del paciente y comienza a generar la asistencia. Cuando se inicia el

apoyo del ventilador, el trazado de presión asciende progresivamente hasta alcanzar nuevamente el valor de la línea de base, cuando el flujo generado por el ventilador iguala el flujo asociado al esfuerzo inspiratorio; en este momento, la asistencia ventilatoria comienza a ser efectiva. Por ello la fase inicial durante la cual la presión en vía aérea permanece por debajo del valor de PEEP se considera la fase de carga de trabajo inspiratorio impuesta, mientras que la fase en que ésta es superior al valor de PEEP se considera la fase de descarga mecánica ⁽²⁾. No obstante, dado que la parte esencial del esfuerzo inspiratorio puede no sólo tener lugar antes sino también después de la parte temprana de la asistencia ventilatoria ⁽¹⁰⁷⁾, la eficacia inicial de la presurización de la vía aérea es una característica principal de la calidad de la presión de soporte administrada. Así, es necesario analizar la parte inicial de toda esta fase.

Los parámetros utilizados fueron los siguientes:

PARÁMETROS DE CALIDAD DEL TRIGGER:

Son los parámetros empleados para valorar la capacidad del ventilador para responder mediante su activación ante la detección de un esfuerzo inspiratorio por parte del paciente. Algunos de los trabajos de esta índole no incluyen análisis de trigger ^{(53) (55) (57) (62) (63) (65) (68) (71) (77)}; sin embargo en este caso, los parámetros analizados, como ya se ha enumerado previamente, fueron los siguientes:

- **Caída de presión en la vía aérea, PD o Pressure Drop** (valor absoluto de la diferencia de presión en mmHg desde el valor de la línea de base hasta el mínimo valor en ese ciclo): Es reflejo del trabajo inspiratorio requerido por el paciente para desencadenar el ventilador, por lo que, a menor valor, menor esfuerzo requerido por los músculos inspiratorios ⁽³²⁾. Los valores apropiados se encuentran por debajo de 1 cmH₂O, pero se consideran aceptables valores situados entre 1 y 1,5 cmH₂O ⁽⁵⁸⁾. Es un parámetro empleado ampliamente en los trabajos de análisis experimental de ventiladores con modelo pulmonar físico para evaluar el trigger ^{(2) (8) (28) (39) (52) (54) (56) (58) (59) (60) (64) (69) (70) (72)}.

- **Tiempo hasta el mínimo de presión, TPM o Time to Pressure Minimum** (tiempo en milisegundos desde la deflexión inicial de la onda de presión por debajo de la línea de base hasta que ésta alcanza el valor de presión más bajo): Corresponde al tiempo desde el inicio del esfuerzo inspiratorio del paciente hasta que el ventilador detecta este esfuerzo y comienza a responder. Es por tanto el parámetro que mejor refleja la capacidad de detección del estímulo inspiratorio del respirador ^{(65) (74) (75)}. Este parámetro también ha sido utilizado en este tipo de trabajos, aunque no con tanta frecuencia ^{(8) (34) (59) (60) (74) (75) (54)}. Es habitual que la nomenclatura de este parámetro varíe, de acuerdo

con la bibliografía revisada, habiéndose nombrado como Tiempo de retraso del trigger, TDT o Trigger Delay Time (generando confusión con respecto al siguiente parámetro)^{(34) (54) (74) (75)} y Tiempo de trigger, TT o Trigger Time^{(8) (59) (60)}.

- **Tiempo de retraso del trigger, TDT o Trigger Delay Time** (el tiempo en milisegundos desde la deflexión inicial de la onda de presión por debajo de la línea de base hasta que ésta vuelve a alcanzar dicho valor): Corresponde al tiempo desde el inicio del esfuerzo inspiratorio del paciente hasta que el ventilador abre la válvula inspiratoria y comienza a presurizar la vía aérea, es decir, a generar una asistencia verdaderamente efectiva. Por tanto, además de reflejar la capacidad de detección del estímulo también incluye información sobre la capacidad de presurización^{(4) (7)}. Se considera que un dispositivo tiene un TDT apropiado si es menor o igual a 100 ms, pero se consideran aceptables valores entre 100 y 150 ms⁽⁵⁸⁾. Es el parámetro más utilizado para la valoración del trigger en los trabajos de análisis experimental de ventiladores sobre modelo de pulmón físico en los últimos 17 años^{(2) (4) (5) (7) (9) (28) (34) (39) (52) (56) (58) (59) (61) (64) (67) (69) (70) (72) (73) (75) (76)}. En algunos estudios es identificado como Retraso Inspiratorio, ID o Inspiratory

Delay ⁽³⁴⁾ o como Tiempo de Retraso de Presurización, PDT o Pressurization Delay Time ⁽⁷⁵⁾.

- **Producto presión-tiempo durante el trigger, PTPt o Pressure-Time Product during trigger** (área por debajo de la curva de la señal de presión en vía aérea durante el intervalo definido por el TDT, en cmH₂O × s): Corresponde a la sensibilidad del ventilador para detectar el esfuerzo inspiratorio, es decir, la sensibilidad del sensor de flujo y la calidad del algoritmo del ventilador, así como la capacidad de su mecanismo generador para entregar altas tasas de flujo. Refleja la carga de trabajo requerida para desencadenar el ventilador; el estándar para la medida del esfuerzo inspiratorio del paciente y el trabajo respiratorio lo proporciona la medición de la presión esofágica con un catéter con balón en la punta colocado en el tercio distal del esófago ⁽¹⁰⁸⁾ ⁽¹⁰⁹⁾. Concretamente, integrando la presión desarrollada por los músculos respiratorios durante la duración de la contracción (o presión esofágica, o presión del retroceso de la pared torácica) es posible obtener el producto presión-tiempo o PTP ⁽¹¹⁰⁾. Field et al. ⁽¹¹¹⁾ encontraron que el consumo de oxígeno por parte de los músculos respiratorios (conocido como WOB metabólico) se correlaciona escasamente con el WOB mecánico (producto de la diferencia de

presión por el volumen desplazado), mientras que sí es bien reflejado por el cálculo del PTP. Ello es debido a que el PTP considera la fase isométrica de la contracción⁽¹¹⁰⁾, por lo que es un buen indicador del gasto energético⁽¹¹²⁾.

Al reflejar la carga de trabajo requerida para desencadenar el ventilador, cuanto menor es, menor es el trabajo requerido a los músculos respiratorios^{(113) (114) (115)}. Es otro parámetro ampliamente empleado para la valoración del trigger en este tipo de trabajos^{(4) (7) (28) (39) (54) (61) (66) (67) (73) (74) (76)}. En algunos estudios se le ha identificado como PTP total⁽⁵⁴⁾, constando en este caso de la suma del PTP trigger (el área de la curva descrita pero computada hasta el tiempo en que se alcanza la presión mínima) y el PTP suplementario (la restante área bajo la curva entre el punto mencionado hasta el momento en que se alcanza nuevamente la línea de base), aunque en el presente trabajo no se hace tal distinción.

Son escasos los estudios que han recurrido a otros parámetros adicionales fuera de los anteriormente mencionados para efectuar el análisis de la función de trigger. Únicamente figuran la incidencia de fenómeno de autotrigger^{(56) (67)} y el trabajo respiratorio durante el trigger (WOBtrig) medido en mJ/ciclo y

representando el trabajo respiratorio al desencadenar requerido para conseguir la máxima presión negativa desde el inicio del ciclo respiratorio ⁽⁶⁰⁾.

PARÁMETROS DE CALIDAD DE PRESURIZACIÓN:

Son los parámetros empleados para valorar la capacidad del ventilador para generar presión en la vía aérea suministrando un aporte de gas apropiado para las necesidades ventilatorias del paciente, una vez ha sido desencadenado por el esfuerzo de éste. Del mismo modo, aunque no todos los estudios en la bibliografía incluyen este tipo de análisis ^{(2) (4) (7) (8) (28) (34) (39) (56) (61) (64) (66) (67) (69) (74) (75)}, en el presente trabajo los parámetros para este fin, fueron los siguientes:

- **Porcentaje del producto presión-tiempo ideal durante los primeros 300 ms del ciclo o %PTP300i** (porcentaje del área bajo la curva de presión-tiempo desde el punto del valor de la línea de base hasta transcurridos 300 ms con respecto al del área bajo la curva de una curva presión-tiempo en una situación ideal en que el ventilador entregara el flujo de forma infinitesimalmente rápida y precisa): Representa la cantidad de asistencia recibida por el paciente durante la parte inicial del esfuerzo, y refleja la eficacia inicial de la presurización y la capacidad del ventilador para mantenerla ⁽²⁾. Valores mayores de PTP durante los primeros 300 ms indican mejor capacidad de presurización ⁽¹⁰⁷⁾. Depende del rendimiento del ventilador y de la magnitud del esfuerzo

inspiratorio, estando este último determinado por la rampa de presurización y el flujo generado por el sistema generador del dispositivo.

Se valoran los primeros 300 ms porque se considera que durante los primeros 250 – 300 ms se ha alcanzado el pico de flujo inspiratorio ⁽⁴⁾.

El uso del parámetro como porcentaje en lugar del valor de área bajo la curva en $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{ms}$ resulta más conveniente porque proporciona una mejor imagen de su significatividad, puesto que elimina parte de la ambigüedad relacionada con las unidades adimensionales del PTP ⁽⁵⁶⁾. En los trabajos de este tipo con análisis de la presurización, se encuentran antecedentes del uso de este parámetro ^{(28) (69) (75)}, si bien el cálculo del PTP300 en valor absoluto es más frecuente ^{(2) (4) (7) (34) (39) (56) (67)}.

- **Porcentaje del producto presión-tiempo ideal durante los primeros 500 ms del ciclo o %PTP500i** (porcentaje del área bajo la curva de presión-tiempo desde el punto del valor de la línea de base hasta transcurridos 500 ms con respecto al del área bajo la curva de una curva presión-tiempo en una situación ideal en que el ventilador entregara el flujo de forma infinitesimalmente rápida y precisa): Los fundamentos

de este parámetro son equiparables a los del parámetro anterior, y se han descrito y utilizado previamente en otros trabajos ^{(7) (69) (74) (116)}.

Se valoran los primeros 500 ms porque se considera que durante los primeros 500 ms se ha alcanzado el nivel de presión soporte ⁽⁴⁾.

Al igual que sucede en el caso de PTP300, el uso del porcentaje sobre el valor ideal en lugar de las unidades originales de este parámetro mejora su interpretabilidad. No obstante, de forma similar, es más frecuente encontrar en la bibliografía su uso como PTP500 en valor absoluto ^{(2) (4) (7) (39) (56) (61)}.

Otros parámetros también han sido utilizados para analizar la capacidad de presurización de los ventiladores, aunque su uso es mucho menor. Entre estos parámetros se encuentran:

- Tiempo de ascenso, RT o Rise Time ^{(8) (64)}: Es el tiempo desde la línea de base tras el trigger hasta alcanzar el 90% de la presión de soporte ajustada como objetivo. Es un indicador de la capacidad del ventilador de recuperarse de la fase de presión negativa del trigger y de activar la entrega de gas.

- PTP1000 ⁽²⁾: Se basa en el mismo fundamento que PTP300 y PTP500, pero considerado durante un segundo, siendo su precisión y utilidad inferior a los anteriores.
- Precisión del valor de presión objetivo alcanzado ^{(34) (75)}.

No se analizarán otros parámetros evaluados en estudios previos por encontrarse fuera del campo que abarca este trabajo, pero cabe mencionar que existen en la literatura múltiples antecedentes de los mismos, más allá del análisis de la función de trigger y de la capacidad de presurización, en estudios con diferentes objetivos a los de presente.

3.10. Respiradores a estudio

Dada la ausencia de antecedentes bibliográficos de trabajos que analicen el rendimiento de respiradores mediante la sistemática de estudio experimental sobre modelo pulmonar físico, la coincidencia de los dispositivos presentes en el presente con los de otras publicaciones, hecho que permitiría comparar los resultados obtenidos, es escasa. Principalmente se encuentra dicha coincidencia con los modelos de ventilador de turbina más antiguos, como lo son Carefusion Vela (CareFusion; San Diego, EUA) ^{(34) (56) (59) (64) (60) (67) (73) (74) (75)}, Dräger Carina (Dräger; Lubeck, Germany) ^{(67) (69)} y Dräger Savina (Dräger; Lubeck, Germany) ^{(34) (59) (74)}. En dos trabajos más recientes se encontraron análisis del ventilador Hamilton C2 (Hamilton; Bonaduz, Switzerland) ^{(73) (75)} y en uno del Philips V60 (Philips; Carlsbad,

EUA) ⁽⁶⁷⁾. Otros modelos más antiguos de Philips Trilogy (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) pueden encontrarse analizados asimismo en algunas publicaciones ^{(64) (66) (67)}.

A continuación se describen globalmente las características más relevantes de los respiradores analizados:

C2 (Hamilton; Bonaduz, Switzerland)

Lanzado al mercado en 2008, el ventilador C2 de Hamilton se distribuye como un dispositivo de turbina polivalente para uso en UCI, en ventilación no invasiva y en el traslado de pacientes en el medio hospitalario, tanto para pacientes adultos como pediátricos y neonatos. Incluye modos de ventilación avanzada como lo son la ventilación de soporte adaptativo (ASV), múltiples modos controlados por presión y volumen y modos de ventilación no invasiva. Utiliza un circuito de doble rama coaxial para ventilación invasiva.

Su mecanismo de turbina permite el ajuste de presiones mínimas de 0 cmH₂O, con una PEEP máxima de 35 cmH₂O, y permite el ajuste de la fase de presurización manualmente entre 0 y 2000 ms. Permite ajuste de valores de presión soporte entre 0 y 60 cmH₂O, añadidos a la PEEP.

Su sistema de detección de esfuerzo es capaz de funcionar mediante flujo, y su sensibilidad es ajustable en un rango de 1 a 20 L/min. Este sistema con el

algoritmo IntelliTrig®, que afirma proporcionar una respuesta automática a las posibles fugas variables (inspiratorias hasta 85 L/min y espiratorias hasta 35 L/min), así como adaptar la sensibilidad del trigger en todos los modos. El ciclado espiratorio se puede ajustar entre el 5 y el 80% del pico de flujo inspiratorio.⁽¹¹⁷⁾

En la *Figura 26* se encuentra una representación del Hamilton C2.



Figura 26 – Representación del ventilador Hamilton C2.

CARINA (Dräger; Lubeck, Germany)

El ventilador Dräger Carina se ofrece como una solución diseñada para ventilación no invasiva, pero apta para su uso en el ámbito de los cuidados subagudos, así como para transporte intrahospitalario, para pacientes adultos. Presenta modos estándar de ventilación invasiva asistida y controlada por volumen

y presión y de ventilación no invasiva. Utiliza un circuito de rama única con válvula espiratoria (VentStar Carina ExpV®), que fue el empleado en este trabajo.

Su turbina permite presiones mínimas de 3 cmH₂O y máximas de 20 cmH₂O. La fase de presurización no es ajustable, sino que se adapta automáticamente entre valores de 0.1 y 2.0 segundos. En modo PSV, permite ajustes de presiones entre 0 y 47 cmH₂O con válvula de espiratoria.

Su trigger de flujo no permite su ajuste a valores concretos, sino que ofrece únicamente dos niveles de sensibilidad: “normal” y “sensible” a través de su sistema Multisense SyncPlus®, que combina trigger de flujo, presión y gradiente de flujo. El criterio de ciclado en este dispositivo es fijo, sin posibilidad de ajuste o modificación ⁽¹¹⁸⁾, por lo que no se pudo manipular para las experimentaciones.

En la *Figura 27* se encuentra una representación de Dräger Carina.



Figura 27 – Representación del ventilador Dräger Carina (Dräger; Lubeck, Germany)

SAVINA 300 (Dräger; Lubeck, Germany)

El otro modelo de la compañía Dräger, Savina 300, se presenta como ventilador dedicado para cuidados subagudos, con capacidad para proporcionar ventilación no invasiva, enfocándose más a unas capacidades de monitorización superiores al otro modelo en detrimento de la portabilidad y la ergonomía. Presenta los modos estándar asistidos y controlados por presión y volumen, con posibilidad de instalar modos de no invasiva con los módulos apropiados. Utiliza un circuito estándar de doble rama para proporcionar ventilación invasiva.

Su turbina permite presiones mínimas de 0 cmH₂O a 50 cmH₂O. La fase de presurización se puede ajustar por aceleración de flujo entre 5 hasta 200 cmH₂O/s. El modo PSV, permite ajustes entre 0 y 50 cmH₂O por encima del valor de PEEP.

Cuenta con trigger seleccionable en modo de flujo y ajustable en un rango entre 1 y 20 L/min, sin referir el uso de algoritmo patentado en este caso. El criterio de ciclado es ajustable entre el 5 y el 75% del pico de flujo ⁽¹¹⁹⁾.

En la *Figura 28* se encuentra una representación del Dräger Savina 300.

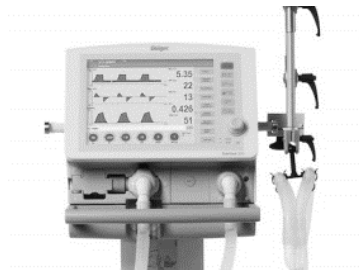


Figura 28 – Representación del ventilador Dräger Savina 300 (Dräger; Lubeck, Germany)

TRILOGY 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA)

El ventilador Phillips Respironics Trilogy 202 se distribuye como ventilador de uso indistinto para ventilación invasiva en cuidados subagudos, ventilación no invasiva y ventilación durante el transporte intrahospitalario de pacientes. Incluye múltiples modos avanzados de presión y de volumen así como para ventilación no invasiva. Dispone de dos tipos de circuitos, cada uno de los cuales se empleó en el análisis por separado, considerándose dispositivos separados:

- Circuito pasivo, con puerto de exhalación pasiva.
- Circuito activo, con válvula de exhalación con líneas de monitorización activa.

Su turbina permite una PEEP mínima de 0 cmH₂O con el circuito activo instalado y de 4 cmH₂O en el caso del circuito pasivo, siendo posible en ambos casos un valor máximo de 25 cmH₂O. La rampa de presurización es ajustable, pero en este caso las unidades son arbitrarias, del 1 al 6, en una escala sin unidades dimensionales. En el modo PSV se permiten valores entre 0 y 30 cmH₂O por encima del nivel de PEEP mencionado.

El trigger, con el sistema activo, es seleccionable en flujo y ajustable en un rango entre 1 y 9 L/min. Sin embargo, con el sistema activo, permite la utilización del sistema AutoTrak®, que se presenta como un mecanismo autoadaptativo de

control de disparo, ciclado y fuga que mejora el sincronismo entre el paciente y el ventilador mediante el ajuste a los patrones respiratorios cambiantes y a las fugas dinámicas⁽¹²⁰⁾. Este mecanismo de trigger fue empleado para las experimentaciones en este trabajo, y no permite el ajuste de diferentes niveles de sensibilidad, al tratarse de un sistema automático. El criterio de ciclado en este ventilador también está controlado por dicho sistema cuando se encuentra activado.

En la *Figura 29* se encuentra una representación del ventilador Phillips Respironics Trilogy 202, y en la *Figura 30* se encuentra un diagrama de la estructura y montaje de los dos diferentes sistemas de circuito de este ventilador.



Figura 29 – Representación del ventilador Phillips Respironics Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA)

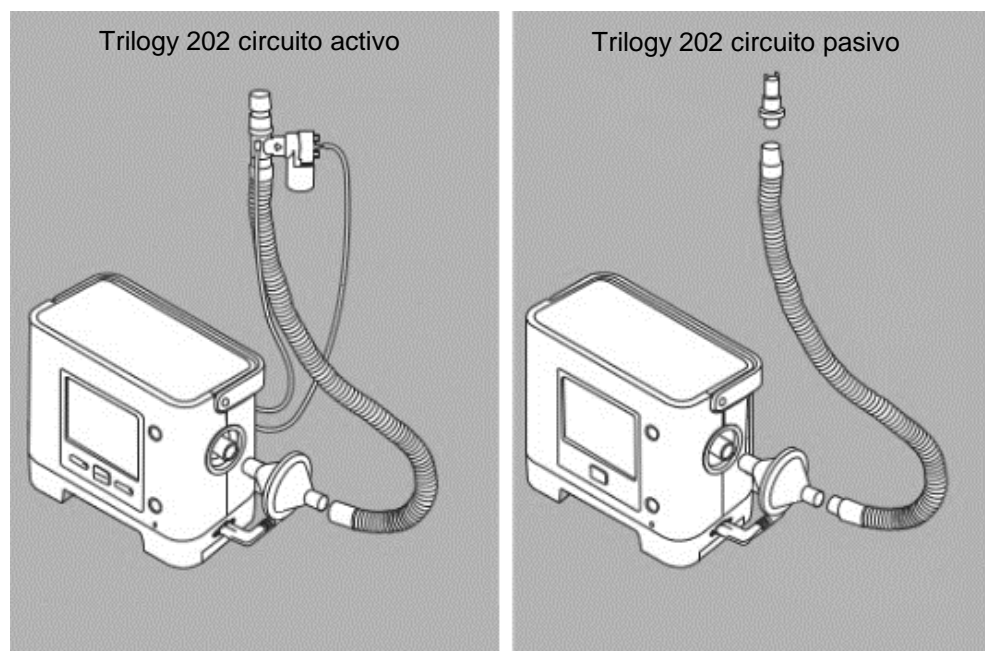


Figura 30 – Diagrama de la estructura y el montaje de los circuitos activo y pasivo del ventilador Phillips Respironics Trilogy 202 (Philips Respironics; Carlsbad, EUA)

V60 (Philips; Carlsbad, EUA)

El ventilador Philips V60 se trata de un dispositivo diseñado para proporcionar ventilación no invasiva de forma originaria. Pese a ello, permite la utilización de modos de ventilación invasiva, aunque no es su propósito nativo. El ventilador emplea un circuito de rama simple con puerto pasivo de exhalación para ambos modos de ventilación.

Su turbina permite valores de PEEP mínimos de 4 cmH₂O y máximos de 50 cmH₂O. La rampa de presurización es ajustable, al igual que el otro dispositivo de

Philips, mediante una escala de unidades adimensionales desde el 1 hasta el 5.

Permite el ajuste de presiones inspiratorias de entre 5 y 30 cmH₂O.

Presenta el sistema de trigger autoadaptativo AutoTrak[®] al igual que el otro respirador de Philips mencionado, que fue el empleado durante las pruebas. Esta modalidad de trigger tampoco permite el ajuste de niveles de sensibilidad en este dispositivo, y el control del criterio de ciclado espiratorio también es asumido por su automatismo sin posibilidad de ajuste por el usuario ⁽¹²¹⁾.

Se utilizó este ventilador en su modo de ventilación invasiva, pese a que está diseñado principalmente para ser utilizado como máquina de ventilación no invasiva. Se decidió optar por este montaje puesto que es una posibilidad emplearlo para este propósito también; por lo tanto, cabe reseñar que los resultados relacionados con este dispositivo deben evaluarse teniendo en cuenta que sólo son aplicables al modo de ventilación invasiva, que no es su diseño nativo.

En la Figura 31 se encuentra una representación del ventilador Phillips V60.



Figura 31 – Representación del ventilador Phillips V60 (Philips; Carlsbad, EUA)

V680 (Philips; Carlsbad, EUA)

El modelo de Philips V680 se lanza como una versión avanzada del modelo V60 (Philips; Carlsbad, EUA), con capacidad de proporcionar ventilación tanto invasiva como no invasiva en el contexto de los cuidados críticos, de forma indistinta, ofreciendo modos de ventilación controlada y asistida avanzados y permitiendo la conexión de circuito tanto simple con puerto de exhalación pasivo para ventilación no invasiva como circuito de doble rama para ventilación invasiva, con capacidades de monitorización avanzadas.

Con el circuito de doble rama, el ventilador permite presiones mínimas de 0 cmH₂O y máximas de 40 cmH₂O. La rampa de presurización se ajusta con unidades adimensionales entre 1 y 5 al igual que los otros modelos de Philips mencionados. Los valores de PSV ajustables se encuentran entre 2 y 65 cmH₂O.

Al igual que con Trilogy (Philips Respironics; Carlsbad, EUA) 202 y V60 (Philips; Carlsbad, EUA), este ventilador tenía instalado el sistema de trigger autoadaptativo Autotrak[®], en este caso en su versión Autotrak PLUS[®], que a diferencia de su versión más simple, sí permite modificar la sensibilidad del trigger y del ciclado espiratorio en una escala adimensional; no obstante, en el presente trabajo no se modificaron los parámetros y se empleó con la configuración de fábrica, como si se tratara de un sistema Autotrak[®] simple ⁽¹²²⁾.

En la Figura 32 se encuentra una representación del ventilador Phillips V680.



Figura 32 – Representación del ventilador Phillips V680 (Philips; Carlsbad, EUA)

VELA (CareFusion; San Diego, EUA)

CareFusion Vela es un ventilador distribuido para su uso polivalente en emergencias y cuidados intensivos, así como ventilación no invasiva, en el paciente adulto y el pediátrico. Presenta múltiples modos y utiliza circuito de doble rama.

Su turbina permite ajustes de PEEP entre 0 y 35 cmH₂O. La presurización se lleva a cabo con un flujo máximo entre 10 y 140 L/min. En modo PSV los valores ajustables oscilan entre 1 y 60 cmH₂O.

Su sistema de trigger inspiratorio permite su selección en flujo y el ajuste de su sensibilidad entre 1 y 20 L/min. El criterio de ciclado espiratorio es modificable, en porcentaje del pico de flujo máximo de entre el 5% y el 70% ⁽¹²³⁾.

En la *Figura 33* se encuentra una representación de Carefusion.



Figura 33 – Representación del ventilador Vela (CareFusion; San Diego, EUA)

3.11. Registro y procesamiento de las señales

REGISTRO DE LAS SEÑALES

Se inició el registro por software tras alcanzar el equilibrio por parte de sistema ventiladores – modelo, y se registraron datos durante 60 segundos para cada condición experimental. De dicho registro, se extrajeron 5 ciclos para su análisis y la obtención de los parámetros de estudio. Esta sistemática proporcionó la homogeneidad suficiente como para obtener unos resultados adecuados con unas medidas de dispersión relativamente bajas. No obstante, en la bibliografía revisada se encontraron diferentes tendencias en los periodos de estabilización del sistema, de 30 segundos ^{(63) (68)}, 1 minuto ^{(64) (70) (72)}, 3 minutos ⁽⁷¹⁾, 5 minutos ^{(59) (66) (76)}, 15 minutos ^{(56) (77)} 5 ciclos estables ⁽⁷⁵⁾ o 10 ciclos estables ⁽⁵²⁾, aunque en la mayoría de casos no se especifican dichos periodos ^{(2) (4) (5) (7) (8) (9) (28) (34) (39) (53) (54) (55) (57) (58) (60) (61) (62) (65) (67) (69) (73) (74)}. Lo mismo sucede con la cantidad de ciclos empleados para realizar las medias, encontrándose valores de 3-5 ciclos ^{(2) (8) (9) (54) (59) (61) (64) (66) (70) (74) (75)}, 6 ciclos ^{(53) (76)}, 10 ciclos ^{(7) (60) (69) (71)}, 20 ciclos ^{(5) (52) (65) (73)}, 30 ciclos ⁽⁵⁸⁾ y, en ocasiones, sin ser especificado ^{(4) (34) (39) (55) (56) (57) (62) (63) (67) (68) (72) (77) (100)}.

PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

Como se ha indicado, se utilizó el software AcqKnowledge® (Biopac Systems; Goleta, EUA), suministrado con el sistema Biopac® MP100 para la

digitalización inicial de las señales, pero no se emplearon las herramientas integradas en dicho software para realizar el análisis de parámetros debido a la variedad de los mismos a calcular a partir de las diferentes señales y la complejidad y el volumen de los datos disponibles. El uso del software asociado al sistema de recogido de datos es la tendencia en este tipo de estudios, como sucede con el propio AcqKnowledge®, asociado al Biopac® MP100 ^{(4) (7) (34) (39) (56) (67) (69)}, el software del sistema RS100 (Hans Rudolph; Highlands, EUA) ⁽⁶³⁾ o el software ASL5000® (IngMar Medical; Pittsburgh, EUA) del sistema de recogida de señales del propio modelo pulmonar ^{(59) (60) (61) (65) (72)}. Es habitual el uso de otros softwares de análisis de señales cuando no se especifica el sistema de recogida de datos o éste no está estandarizado, como WinDaq (DATAQ instruments; Akron, EUA) ^{(66) (77)}, Labview (National Instruments; Austin, EUA) ⁽⁷⁴⁾ Chart 5.0 (AD Instruments; Sydney, Australia) ⁽⁷¹⁾ o Anadat (RHT-Infodat; Montreal, Canadá) ⁽⁹⁾. No se especificó el software empleado en un número considerable de trabajos ^{(2) (5) (8) (28) (52) (53) (54) (55) (58) (62) (64) (68) (70) (73) (75) (76)}. Únicamente Carteaux et al., en su trabajo de análisis con dispositivos de ventilación no invasiva, coincidieron en la conveniencia de emplear un software de análisis de datos diferente del propio del sistema de transducción de señales ⁽⁶⁷⁾, por lo que existen precedentes en los que se ha considerado que las características de los parámetros a analizar deban guiar la selección del software para el análisis.

El registro de señales mediante AcqKnowledge genera un archivo con extensión .acq. Este archivo contiene los datos de señal continua digitalizada, y es el formato que permite la manipulación de dichos datos con este software. Aunque el procesamiento de las señales para la obtención de los parámetros deseados para este trabajo podía teóricamente ser realizada mediante este sistema, se encontraron diversas limitaciones por las cuales se decidió no utilizar. Entre ellas se encuentra el hecho de que el sistema de medición de magnitudes sobre las señales en la versión del software disponible resultó poco precisa, al tratarse de cambios de presión producidos en el lapso de milisegundos y que necesariamente han de seleccionarse manualmente sobre el trazado. Ello se debe a la imposibilidad del sistema para implementar rutinas automatizadas de detección de deflexiones y cambios en la señal. Otra limitación es, que si bien el software permite la aplicación de distintos tipos de filtros para las señales registradas, su aplicación es manual y basada en el ensayo y error sobre una inspección visual del resultado, y de forma independiente para cada canal. Por otra parte, la necesidad de procesar manualmente cada una de las condiciones experimentales implica un elevado volumen de trabajo así como una reproducibilidad limitada. Además, la medición individual de los parámetros lleva a tener que generar manualmente un archivo de resultados, con el consiguiente consumo de tiempo y de recursos.

Por todo ello, se decidió emplear un software externo a AcqKnowledge®, a fin de evitar estas limitaciones encontradas. Así, se empleó la función de

exportación de archivos .acq como archivo compatible con MATLAB® (Mathworks, Natick, EUA) para el procesamiento mediante este último software. No se encontró en la bibliografía revisada ningún antecedente de utilización de este software para el análisis de las señales.

Se escogió el sistema MATLAB® (Mathworks, Natick, EUA) como entorno para la programación de las rutinas planteadas. Se trata de una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio interpretado. Básicamente, se orienta a la manipulación de matrices, representación de datos y funciones en 2D y 3D, implementación de algoritmos, creación de interfaces de usuario y la comunicación con programas en otros lenguajes con otros dispositivos. Su lenguaje de programación permite operaciones de vectores y matrices, funciones, cálculo lambda y programación orientada a objetos. Se trata de un software muy usado en universidades y centros de investigación y desarrollo.

Se escogió este sistema por su uso ampliamente extendido, la abundancia de documentación de consulta y la facilidad y familiaridad para la programación en su entorno. Además, el software AcqKnowledge permite la exportación directa de los archivos de señal .acq en formato .mat, compatible con el sistema MATLAB®, facilitando de forma considerable la compatibilidad de las señales digitalizadas con el sistema de procesamiento desarrollado.

Para diseñar el script automatizado para el procesamiento de señales, se tuvo en cuenta, inicialmente, evitar las limitaciones del sistema convencional para analizar los parámetros.

- Que permitiera el procesamiento ágil y secuencial de un elevado número de condiciones experimentales. Por ello, es necesario que el sistema sea capaz de interpretar la codificación de los experimentos y la mantenga a la hora de volcar los resultados.
- Que proporcionara un filtrado de señales eficaz y automatizado.
- Que efectuara una identificación automática de los puntos que acotan los parámetros definidos. La automatización del proceso presenta importantes dificultades, principalmente el hecho de que es necesario garantizar que los elementos identificados automáticamente sean en cada caso los correctos. Por ello, es necesaria una interfaz en la que el usuario pueda intervenir garantizando este proceso sin afectar de forma significativa al ritmo de procesamiento.
- Que generara los resultados de forma ordenada y fácilmente analizable. Idealmente, se escogió el formato de Microsoft Excel® (Microsoft, Redmond, EUA) como archivo de resultados.

Teniendo en cuenta estos requisitos de diseño, se planteó un código que cumpliera inicialmente con ellos, y se añadieron funcionalidades adicionales.

4. Discusión de los resultados

Los principales hallazgos del presente trabajo pueden resumirse del siguiente modo:

- 1) La modalidad ventilatoria de presión de soporte funcionó adecuadamente en los 7 ventiladores analizados.
- 2) El rendimiento de la función de trigger resultó ser similar en todos los ventiladores, incluso pese a que algunos de los dispositivos más antiguos tuvieron resultados inferiores, siendo los más recientes claramente superiores.
- 3) El rendimiento en términos de capacidad de presurización fue similar, aunque existieron diferencias importantes cuando se compararon dispositivos con las turbinas más modernas con los que cuentan con las más antiguas.
- 4) La utilización de PEEP no pareció afectar a la calidad del trigger ni de la presurización, pese a que algunas diferencias fueron observables en algunos respiradores, con significación dudosa.

En general, en todos los casos, los dispositivos de fabricación más reciente (en los últimos 5 años) tendieron a mostrar mejores resultados en todos los parámetros en comparación con los más antiguos. La utilización de PEEP no tuvo

efectos consistentes en el rendimiento del trigger ni en el de la presurización en ninguno de los ventiladores, salvo algunos fenómenos aislados que se observaron puntualmente con algunos dispositivos y con dudosa significación clínica. El nivel de esfuerzo no afectó a la capacidad de presurización, pero sí en el caso del trigger con los parámetros PTpt y PD, en los que la significación estadística fue alcanzada ($p<0,05$).

A continuación, se pormenorizarán los resultados y los hallazgos en función de cada aspecto analizado:

EVALUACION DEL TRIGGER

CAÍDA DE PRESIÓN (PD)

Se observaron valores de PD de entre 0,5 y 1 cmH₂O en la mayoría de ventiladores con el nivel de esfuerzo bajo, mientras que en el caso de esfuerzos elevados las diferencias fueron considerablemente más marcadas. En el caso de esfuerzo bajo, los resultados de PD fueron $0,71\pm0,06$ cmH₂O en Hamilton C2, $0,34\pm0,01$ cmH₂O en Philips Trilogy con circuito activo y $0,93\pm0,03$ cmH₂O con circuito pasivo, $0,6\pm0,03$ cmH₂O en Philips V60, $0,95\pm0,04$ cmH₂O en Philips V680, $0,93\pm0,05$ cmH₂O en CareFusion Vela, $0,94\pm0,07$ cmH₂O en Dräger Carina y $1,15\pm0,05$ cmH₂O en Dräger Savina, resultando una media global de $0,83\pm0,04$ cmH₂O. Por otra parte, en el caso de esfuerzo elevado, los resultados fueron $0,94\pm0,02$ cmH₂O en Hamilton C2, $0,62\pm0,03$ cmH₂O en Philips Trilogy con circuito

activo y $1,7 \pm 0,05$ cmH₂O con circuito pasivo, $0,9 \pm 0,03$ cmH₂O en Philips V60, $1,25 \pm 0,04$ cmH₂O en Philips V680, $1,76 \pm 0,11$ cmH₂O en CareFusion Vela, $1,5 \pm 0,08$ cmH₂O en Dräger Carina y $1,73 \pm 0,04$ cmH₂O en Dräger Savina, resultando una media global de $1,3 \pm 0,06$ cmH₂O. En el caso de esfuerzos bajos, caen por debajo del valor de 1 cmH₂O considerando el estándar ideal para el PD ⁽⁵⁸⁾ todos los ventiladores salvo Dräger Savina, y todos ellos se encuentran dentro del rango aceptable de 1 a 1,5 cmH₂O ⁽⁵⁸⁾. Sin embargo, con esfuerzos altos, sólo Hamilton C2, Philips Trilogy con circuito activo y Philips V60 entran en el rango ideal, y Dräger Carina y Philips V680 en el rango aceptable, cayendo fuera del mismo Dräger Savina, Philips Trilogy con circuito pasivo y CareFusion Vela. Tanto con esfuerzos altos como bajos, Hamilton C2, Philips Trilogy con circuito activo y Philips V60 tuvieron PD inferiores al resto de ventiladores de forma estadísticamente significativa, indicando un menor trabajo requerido en ellos para activar el ciclo de asistencia. Se aprecia que los ventiladores con mejores resultados se encuentran entre las máquinas más modernas, como era esperable; no obstante, no todas ellas tuvieron resultados ideales, como el ejemplo de Philips V680. El uso de circuito pasivo con Philips Trilogy reportó resultados de PD inferiores, equiparables a los de los ventiladores de generaciones anteriores como Dräger Savina, Dräger Carina o Carefusion Vela. Estas diferencias se hicieron especialmente evidentes, como era de esperar, en los experimentos en los que se empleó un P0.1 de 4 cmH₂O, puesto

que una mayor demanda inspiratoria representa un mayor reto para la capacidad del ventilador para presurizar la vía aérea.

Únicamente en el caso de CareFusion Vela sometido a esfuerzo inspiratorio alto se encontraron diferencias significativas en la caída de presión en función del uso o no de PEEP, mostrando un rendimiento de trigger inferior al utilizar una presión mínima de 5 cmH₂O. No se encontró justificación para este fenómeno, y tampoco pudieron comprobarse antecedentes en la literatura, puesto que ninguno de los estudios que incluyeron el respirador Vela y compararon diferentes niveles de PEEP calcularon el parámetro PD en su metodología. Este fenómeno, de suceder en la clínica, podría tener una repercusión relevante, puesto que las cifras de caída de presión alcanzadas fueron de en torno a 3 cmH₂O, muy alejadas de los rangos aceptables.

Comparativamente, estos resultados son bastante similares a los de otros trabajos; Boussen et al. (69) obtuvieron un PD medio de 1,1 cmH₂O (de 0,4 a 1,7 cmH₂O); Battisti et al. (7) en su trabajo reportaron valores entre los 0,7 y 1,2 cmH₂O en el PD de todos los ventiladores analizados, y en el caso de Blakeman et al. (70) en su estudio de 2013 estas cifras estuvieron entre los 0,32 y 1,72 cmH₂O. Vignaux et al. (56) obtuvieron en su trabajo PD inferiores a 1 cmH₂O para en todos los dispositivos, pero cabe reseñar que se trata de un estudio sobre máquinas de ventilación no invasiva y con una metodología con diferencias sustanciales.

Los respiradores analizados en otros estudios coincidentes con los incluidos en el presentan ciertas diferencias; CareFusion Vela es el dispositivo con mayores antecedentes de análisis de este parámetro en la bibliografía; mientras que mostró un PD medio de $0,93 \pm 0,05$ cmH₂O con esfuerzo bajo y $1,76 \pm 0,11$ cmH₂O con esfuerzo alto en este trabajo, los valores fueron de 0,3 cmH₂O en el estudio de Vignaux et al.⁽⁵⁶⁾ en condiciones de ausencia de fugas y sin modo de ventilación no invasiva y sin especificar niveles de esfuerzo, mientras que fueron de 0,4 cmH₂O con el menor nivel de esfuerzo y 2,8 cmH₂O con el nivel superior en el de Blakeman et al.⁽⁶⁴⁾, $1,4 \pm 0,7$ cmH₂O en el de Ferreira et al.⁽⁵⁹⁾ y $0,71 \pm 0,04$ cmH₂O en el de Terado et al.⁽⁶⁰⁾. Dräger Savina obtuvo un PD medio de $1,15 \pm 0,05$ cmH₂O con esfuerzo bajo y $1,73 \pm 0,04$ cmH₂O con esfuerzo alto en este trabajo, mientras que fue de $2,3 \pm 1$ cmH₂O en el de Ferreira et al.⁽⁵⁹⁾. En el caso de Dräger Carina el PD medio en este trabajo fue de $0,94 \pm 0,07$ cmH₂O con esfuerzo bajo y $1,5 \pm 0,08$ cmH₂O con esfuerzo alto, mientras que en el de Boussen et al.⁽⁶⁹⁾ fue de 0,65 cmH₂O con esfuerzo bajo y 1 cmH₂O con esfuerzo alto. En general, puede observarse que los resultados son bastante similares, con la excepción de los obtenidos con CareFusion Vela. Probablemente las diferencias metodológicas entre estos trabajos sean las que justifiquen estas diferencias, tanto en el diseño como a la hora del procesamiento de las señales; Vignaux et al.⁽⁵⁶⁾ obtuvieron un resultado de PD para CareFusion Vela muy inferior, pero en su trabajo no se especifican los niveles de esfuerzo inspiratorio empleados; por el contrario, en el trabajo de Blakeman et al.

⁽⁶⁴⁾ la diferencia de PD entre un nivel de esfuerzo bajo y uno alto es todavía más evidente que en el presente estudio; por tanto, parece consistente en la literatura que este ventilador presenta especiales dificultades para activarse cuando se le somete a una demanda inspiratoria elevada.

TIEMPO DE RETRASO DE TRIGGER (TDT)

Se observaron valores de TDT cercanos a los 100 ms en los dispositivos más modernos ($101,6 \pm 3,7$ ms con esfuerzo bajo y $111,3 \pm 2,9$ ms con esfuerzo alto en Hamilton C2, $120,5 \pm 2,9$ ms con esfuerzo bajo y $144,6 \pm 3,9$ ms con esfuerzo alto en Philips Trilogy con circuito activo y $139,6 \pm 2,0$ ms con esfuerzo bajo y $161,9 \pm 2,4$ ms con esfuerzo alto con circuito pasivo, $133,7 \pm 4,5$ ms con esfuerzo bajo y $139,6 \pm 4,2$ ms con esfuerzo alto en Philips V60, $120,0 \pm 3,8$ ms con esfuerzo bajo y $127,2 \pm 5,0$ ms con esfuerzo alto en Philips V680, $117,1 \pm 2,5$ ms con esfuerzo bajo y $139,3 \pm 2,7$ ms con esfuerzo alto en CareFusion Vela), mientras que en algunos de los más antiguos fueron de alrededor de los 200 ms ($159,0 \pm 5,5$ ms con esfuerzo bajo y $180,4 \pm 3,3$ ms con esfuerzo alto en Dräger Carina, $200,3 \pm 6,4$ ms con esfuerzo bajo y $207,7 \pm 5,0$ ms con esfuerzo alto en Dräger Savina), resultando una media global de $136,5 \pm 3,9$ ms con esfuerzo bajo y $151,5 \pm 3,3$ ms con esfuerzo alto, sin diferencias estadísticamente significativas entre ambas. Los respiradores que mostraron valores de TDT más cercanos al estándar ideal de referencia de 100 ms ⁽⁵⁸⁾ fueron, por tanto, Hamilton C2, Philips V680 y CareFusion Vela. El TDT de Dräger Savina, en

el análisis estadístico, resultó significativamente superior al resto de ventiladores, por lo que su rendimiento en el trigger cae por detrás con respecto a ellos.

Estos resultados contrastan con los de otros estudios, en los que los resultados del parámetro TDT resultan considerablemente dispares de manera global; Thille et al. ⁽³⁴⁾ reportaron valores medios de TDT de $76 \pm 3,4$ ms en los ventiladores de turbina analizados; estos valores fueron superiores con esfuerzos elevados y sin utilización de PEEP, de forma estadísticamente significativa, a diferencia de lo que se encontró en el presente trabajo. Sin embargo, los trabajos de Garnier ⁽⁷⁵⁾, Boussen ⁽⁶⁹⁾ y Oto ⁽⁷²⁾, en los que los valores medios de TDT fueron de 100, 111 y 125,5 ms respectivamente, no se encontraron diferencias en función de los niveles de esfuerzo ni de PEEP. L'Her et al. ⁽⁷³⁾ encontraron valores de TDT medios de 198 ± 80 ms, y Carteaux et al. ⁽⁶⁷⁾ de 117 ms.

Los respiradores analizados en otros estudios coincidentes con los incluidos en el presente también difieren; CareFusion Vela es el dispositivo con mayores antecedentes de análisis de este parámetro en la bibliografía; mientras que mostró un TDT medio de $117,1 \pm 2,5$ ms con esfuerzo bajo y $139,3 \pm 2,7$ ms con esfuerzo alto en este trabajo, los valores fueron de 90 ms en el estudio de Thille et al. ⁽³⁴⁾, 70 ms en el de Vignaux et al. ⁽⁵⁶⁾, 100 ms con esfuerzo bajo y 300 ms con esfuerzo alto en el de Blakeman et al. ⁽⁶⁴⁾, 101 ± 21 ms en el de Ferreira et al. ⁽⁵⁹⁾, 75 ms en el de Carteaux et al. ⁽⁶⁷⁾, 170 ms en el de L'Her et al. ⁽⁷³⁾ y 90 ms en el de Garnier et al ⁽⁷⁵⁾.

Dräger Savina obtuvo un TDT medio de $200,3 \pm 6,4$ ms con esfuerzo bajo y $207,7 \pm 5,0$ ms con esfuerzo alto en este trabajo, mientras que fue de 80 ms en el de Thille et al.⁽³⁴⁾ y 250 ± 70 ms en el de Ferreira et al.⁽⁵⁹⁾. En el caso de Dräger Carina el TDT medio en este trabajo fue de $159,0 \pm 5,5$ ms con esfuerzo bajo y $180,4 \pm 3,3$ ms con esfuerzo alto, mientras que en el de Boussen et al.⁽⁶⁹⁾ fue de 150 ms y 125 ms en el de Carteaux et al.⁽⁶⁷⁾. Hamilton C2 obtuvo un TDT medio de $101,6 \pm 3,7$ ms con esfuerzo bajo y $111,3 \pm 2,9$ ms con esfuerzo alto en este trabajo, mientras que fue de 160 ms en el de L'Her et al.⁽⁷³⁾ y 90 ms en el de Garnier et al.⁽⁷⁵⁾. Por último, Philips V60, con un TDT medio en este trabajo de $133,7 \pm 4,5$ ms con esfuerzo bajo y $139,6 \pm 4,2$ ms con esfuerzo alto, fue también analizado en el estudio de Carteaux et al.⁽⁶⁷⁾ con un resultado de 100 ms y en el de Oto et al.⁽⁷²⁾ con un valor de 115 ms.

En general, puede observarse que los resultados del presente trabajo se encuentran en el orden de magnitudes de los valores obtenidos en la mayoría de estudios. No obstante, si bien es la tendencia global, en algunos casos, como en el de CareFusion Vela, las diferencias son muy llamativas, al igual que lo son al comparar todos los estudios en que este dispositivo se ve analizado entre sí. Por tanto, esta heterogeneidad en los resultados parece la tendencia normal. Probablemente las diferencias metodológicas entre estos trabajos sean las que justifiquen estas diferencias, tanto en el diseño como a la hora del procesamiento de las señales; se trata de trabajos que emplean diferentes niveles de esfuerzo sobre diferentes modelos de pulmón y diferentes montajes; de hecho, los valores

son más similares cuanto más similitudes existe entre las metodologías, según se observa en los resultados.

Cabe reseñar que no se encontraron diferencias al comparar los experimentos en los que se utilizó PEEP y en los que no. Este es el hecho que inicialmente se esperaba, puesto que el sistema de detección del esfuerzo inspiratorio no debería afectarse por el nivel basal de flujo del sistema de turbina, de acuerdo con el diseño de los ventiladores.

TIEMPO HASTA EL MÍNIMO DE PRESIÓN (TPM)

Los resultados en este parámetro fueron equiparables a los obtenidos con el TDT. Se observaron valores de TPM inferiores a 100 ms en todos los dispositivos ($61,1 \pm 2,7$ ms con esfuerzo bajo y $67,8 \pm 2,5$ ms con esfuerzo alto en Hamilton C2, $70,1 \pm 2,6$ ms con esfuerzo bajo y $93,2 \pm 2,8$ ms con esfuerzo alto en Philips Trilogy con circuito activo y $85,9 \pm 1,5$ ms con esfuerzo bajo y $97,9 \pm 1,4$ ms con esfuerzo alto con circuito pasivo, $84,2 \pm 3,5$ ms con esfuerzo bajo y $90,9 \pm 3,9$ ms con esfuerzo alto en Philips V60, $73,6 \pm 2,6$ ms con esfuerzo bajo y $78,5 \pm 1,8$ ms con esfuerzo alto en Philips V680, $71,7 \pm 2,1$ ms con esfuerzo bajo y $84,8 \pm 1,8$ ms con esfuerzo alto en CareFusion Vela), mientras que en algunos de los más antiguos fueron superiores ($91,5 \pm 2,7$ ms con esfuerzo bajo y $103,5 \pm 3,2$ ms con esfuerzo alto en Dräger Carina, $128,5 \pm 5,6$ ms con esfuerzo bajo y $127,8 \pm 4,3$ ms con esfuerzo alto en Dräger Savina), resultando una media global de $127,8 \pm 4,3$ ms. En el caso de este parámetro no se

encontraron valores de referencia estándar en la literatura para poder efectuar comparaciones con ellos. El TPM de Dräger Savina, en el análisis estadístico, resultó significativamente superior al resto de ventiladores, al igual que el TDT, por lo que su rendimiento en el trigger cae por detrás con respecto a ellos.

Estos resultados, del mismo modo que con el TDT, contrastan con los de otros estudios, en los que los resultados del parámetro TPM resultan considerablemente dispares de manera global; en el trabajo de Thille et al. ⁽³⁴⁾ se reportó valores de TPM medios de 51 ± 15 ms en los ventiladores de turbina, con diferencias significativas a favor de los niveles de esfuerzo inferiores, al igual que con el parámetro TDT. Terado et al. ⁽⁶⁰⁾ encontraron TPM medios en sus dispositivos analizados de $91,8 \pm 8,3$ ms y Garnier et al. ⁽⁷⁵⁾ de 79 ms. A la vista de estos datos, los resultados de TPM del presente trabajo pueden considerarse de los más elevados presentes en la literatura.

Los respiradores analizados en otros estudios coincidentes con los incluidos en el presente también difieren; CareFusion Vela es el dispositivo con mayores antecedentes de análisis de este parámetro en la bibliografía; mientras que mostró un TPM medio de $71,7 \pm 2,1$ ms con esfuerzo bajo y $84,8 \pm 1,8$ ms con esfuerzo alto en este trabajo, los valores fueron de 53 ± 6 ms en el estudio de Nakamura et al. ⁽⁷⁴⁾, $128,6 \pm 8$ ms en el de Terado et al. ⁽⁶⁰⁾, 80 ms en el de Garnier et al. ⁽⁷⁵⁾ y 79 ± 17 ms en el de Ferreira et al. ⁽⁵⁹⁾. Dräger Savina obtuvo un TPM medio de $128,5 \pm 5,6$ ms con

esfuerzo bajo y $127,8 \pm 4,3$ ms con esfuerzo alto en este trabajo, mientras que fue de 60 ms en el de Thille et al.⁽³⁴⁾ y 129 ± 17 ms en el de Ferreira et al.⁽⁵⁹⁾. Hamilton C2 obtuvo un TDT medio de $61,1 \pm 2,7$ ms con esfuerzo bajo y $67,8 \pm 2,5$ ms con esfuerzo alto en este trabajo, mientras que fue de 80 ms en el de Garnier et al.⁽⁷⁵⁾. En general, puede observarse que los resultados son bastantes similares en otros estudios; destaca el valor superior encontrado en el estudio de Terado et al.⁽⁶⁰⁾, que se realizó con un modelo pulmonar diferente. Al igual que se comentó con el caso del TDT, probablemente las diferencias metodológicas entre estos trabajos sean las que justifiquen estas diferencias, tanto en el diseño como a la hora del procesamiento de las señales.

Del mismo modo que con TDT, no se encontraron diferencias al comparar las experiencias en que se utilizó PEEP con aquellas en las que no.

PRODUCTO PRESIÓN TIEMPO EN EL TRIGGER (PTPt)

Con esfuerzos bajos, se observaron valores de PTPt de alrededor de 0,05 $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en los ventiladores más modernos ($0,05 \pm 0,01$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Hamilton C2, $0,07 \pm 0,01$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips V680, $0,03 \pm 0,01$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips Trilogy con circuito activo, $0,08 \pm 0,01$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips Trilogy con circuito pasivo, $0,05 \pm 0,01$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips V60 y $0,07 \pm 0,00$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en CareFusion Vela), mientras que en los más antiguos de alrededor de 0,1 $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ ($0,09 \pm 0,02$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Dräger Carina y $0,13 \pm 0,01$ $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Dräger Savina), resultando una media global de

$0,07 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$. Con esfuerzos altos, se observaron valores de PTPt entre $0,05$ y $0,15 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en los ventiladores más modernos ($0,06 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Hamilton C2, $0,1 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips V680, $0,06 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips Trilogy con circuito activo, $0,17 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips Trilogy con circuito pasivo, $0,08 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Philips V60 y $0,12 \pm 0,00 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en CareFusion Vela), y superiores a $0,15 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en los más antiguos ($0,17 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Dräger Carina y $0,21 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$ en Dräger Savina), resultando una media global de $0,12 \pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$. En este caso, tampoco existen en la literatura definiciones de valores estándar de referencia para PTPt. Con ambos niveles de esfuerzo, resultó estadísticamente significativo que el PTPt de los ventiladores Hamilton C2, Philips Trilogy con circuito activo y Philips V60 fue inferior al del resto de ventiladores, sugiriendo nuevamente que los dispositivos más modernos tienden a responder de manera más favorable durante el trigger.

Como suele ser habitual, especialmente en este parámetro, por la naturaleza de sus unidades y la dependencia del método de procesamiento de la señal para realizar la integración, los resultados varían de forma global entre los estudios; los valores con orden de magnitud similar se encontraron en el trabajo de L'Her et al.⁽⁷³⁾, con unos valores medios de $0,15 \pm 0,1 \text{ cmH}_2\text{O} \times \text{s}$, muy similares a los obtenidos. No se encontraron otros estudios con coincidencias en los ventiladores en los cuales se efectuara análisis de parámetro PTPt.

Si bien en los resultados del parámetro PD en los experimentos con un nivel de esfuerzo alto se observa en los ventiladores Philips V680, Philips Trilogy con circuito activo y Philips V60 unos valores más elevados cuando no se utilizó PEEP, en el caso del PTPt estas diferencias alcanzan la significación estadística, indicando que la ausencia de PEEP se tradujo en la necesidad de un mayor esfuerzo inspiratorio para desencadenar el ventilador cuando las demandas inspiratorias son elevadas cuando el flujo basal de generación de la presión mínima en la turbina del ventilador es inferior al necesario para mantener una presión de 5 cmH₂O. V60 y V680 permiten PEEP mínimas de 4 cmH₂O, mientras que Trilogy con circuito activo permite alcanzar valores de 0 cmH₂O. Sin embargo el fenómeno se observó indistintamente en todos ellos. Los tres ventiladores son los únicos que comparten el algoritmo de trigger autoadaptativo Auto-trak®, por lo que tal vez estudiar este fenómeno sería interesante valorando el diseño de este sistema. No obstante, el fenómeno no pudo observarse al utilizar el circuito pasivo con Trilogy.

EVALUACIÓN DE LA CAPACIDAD DE PRESURIZACIÓN

PORCENTAJE DEL PTP300 IDEAL

Se observaron valores de iPTP300% alrededor del 30% en los dispositivos más modernos (49,5% con esfuerzo bajo y 42,4% con esfuerzo alto en Hamilton C2, 34,4% con esfuerzo bajo y 29,9% con esfuerzo alto en Philips Trilogy con circuito activo y 29,8% con esfuerzo bajo y 25,6% con esfuerzo alto con circuito pasivo,

27,2% con esfuerzo bajo y 21,3% con esfuerzo alto en Philips V60, 39,4% con esfuerzo bajo y 36,7% con esfuerzo alto en Philips V680, 29,8% con esfuerzo bajo y 24,5% con esfuerzo alto en CareFusion Vela), mientras que en algunos de los más antiguos fueron de alrededor del 10% (15,0% con esfuerzo bajo y 10,8% con esfuerzo alto en Dräger Carina, 15,0% con esfuerzo bajo y 12,9% con esfuerzo alto en Dräger Savina), resultando una media global de 30,0% con esfuerzo bajo y 26,0% con esfuerzo alto. Tampoco se dispone de valores ideales de referencia para este parámetro. Sin embargo, los iPTP300% de Dräger Savina y Dräger Carina, en el análisis estadístico, resultaron significativamente inferiores al resto de ventiladores, por lo que su capacidad para la presurización es inferior respecto a ellos, al contrario que sucede con Hamilton C2 y Philips V680, cuyos valores de iPTP300% fueron significativamente superiores en la comparación global entre dispositivos.

Los resultados de estos parámetros nuevamente contrastan con los de otros estudios, en los que los resultados del iPTP300%; Garnier et al. ⁽⁷⁵⁾ encontraron medias del 70%. Globalmente, los resultados de iPTP300% del presente trabajo pueden considerarse inferiores a los de la mayoría de trabajos revisados, aunque nuevamente las diferencias entre ellos son muy considerables.

Los respiradores analizados en otros estudios coincidentes con los incluidos en el presente también difieren; con CareFusion Vela, mientras que mostró un

iPTP300% medio de 29,8% con esfuerzo bajo y 24,5% con esfuerzo alto en este trabajo, los valores fueron de 65% en el estudio de Garnier et al ⁽⁷⁵⁾. En el caso de Dräger Carina el iPTP300% medio en este trabajo fue de 15,0% con esfuerzo bajo y 10,8% con esfuerzo alto, mientras que en el de Boussen et al. (69) fue de 30% sin encontrarse diferencias entre los distintos niveles de esfuerzo. Hamilton C2 obtuvo un iPTP300% medio de 49,5% con esfuerzo bajo y 42,4% con esfuerzo alto en este trabajo, mientras que fue de 55% en el de Garnier et al ⁽⁷⁵⁾. En general, puede observarse que se cumplen las tendencias generales ya comentadas, obteniéndose en algunos casos valores inferiores a los reportados por otros trabajos, como es llamativo en el caso de CareFusion Vela. Las diferencias metodológicas nuevamente sean probablemente la causa de estas diferencias, en el diseño o en el procesamiento de los datos; en el trabajo de Garnier et al. ⁽⁷⁵⁾, además de utilizarse un modelo pulmonar diferente, los resultados proporcionados son medias de múltiples niveles de PSV y procedentes de diferentes condiciones mecánicas simuladas.

En este caso, tampoco se encontraron diferencias al comparar los experimentos en los que se utilizó PEEP y en los que no, con excepción del ventilador Philips V680, en el que el resultado fue inferior con PEEP mínima en comparación con 5 cmH₂O. Puesto que esta fase del ciclo respiratorio se encuentra por encima del nivel de presión mínima, el fenómeno esperable era la ausencia de

diferencias; el motivo de estas diferencias queda poco claro, aunque la relevancia clínica del mismo es altamente dudosa.

PORCENTAJE DEL PTP500 IDEAL

Se observaron valores de iPTP500% de entre el 40 y el 80% en los dispositivos más modernos (73,3% con esfuerzo bajo y 70,0% con esfuerzo alto en Hamilton C2, 65,8% con esfuerzo bajo y 56,5% con esfuerzo alto en Philips Trilogy con circuito activo y 57,4% con esfuerzo bajo y 57,2% con esfuerzo alto con circuito pasivo, 44,3% con esfuerzo bajo y 46,9% con esfuerzo alto en Philips V60, 71,3% con esfuerzo bajo y 71,3% con esfuerzo alto en Philips V680, 51,6% con esfuerzo bajo y 52,2% con esfuerzo alto en CareFusion Vela), mientras que en algunos de los más antiguos su valor fue llamativamente inferior, de alrededor del 20% (23,0% con esfuerzo bajo y 23,7% con esfuerzo alto en Dräger Carina, 26,3% con esfuerzo bajo y 30,0% con esfuerzo alto en Dräger Savina), resultando una media global de 51,6% con esfuerzo bajo y 51,0% con esfuerzo alto. Tampoco se dispone de valores ideales de referencia para este parámetro. Como con el iPTP300%, los iPTP500% de Dräger Savina y Dräger Carina, en el análisis estadístico, resultaron significativamente inferiores al resto de ventiladores, por lo que capacidad para la presurización es inferior con respecto a ellos, también al contrario que sucede con Hamilton C2 y Philips V680, cuyos valores de iPTP500% fueron significativamente superiores en la comparación global entre dispositivos.

Como en el caso del iPTP300%, los resultados de estos parámetros nuevamente contrastan con los de otros estudios. Los respiradores analizados en otros estudios coincidentes con los incluidos en el presente también difieren; con CareFusion Vela, mientras que mostró un iPTP500% medio de 51,6% con esfuerzo bajo y 52,2% con esfuerzo alto en este trabajo, los valores fueron de 10% en el estudio de Nakamura et al. ⁽⁷⁴⁾. En el caso de Dräger Carina el iPTP500% medio en este trabajo fue de 23,0% con esfuerzo bajo y 23,7% con esfuerzo alto, mientras que en el de Boussen et al. ⁽⁶⁹⁾ fue de 60% y sin encontrarse diferencias entre los diferentes niveles de esfuerzo. Con los pocos datos disponibles, puede observarse que los resultados son muy dispares a los encontrados en otros trabajos, pero, nuevamente, es la tendencia habitual al comparar los parámetros entre otros estudios entre sí. Las diferencias metodológicas nuevamente sean probablemente la causa de estas diferencias, en el diseño o en el procesamiento de los datos; en el caso llamativo de CareFusion Vela, cabe reseñar que el trabajo de Nakamura et al. ⁽⁷⁴⁾, que mostró valores claramente inferiores se realizó en el contexto de ventilación no invasiva y empleando fugas en su simulación.

En este caso se produjo el mismo fenómeno observado que con iPTP300% al comparar niveles de PEEP, sólo encontrándose significación estadística en el caso de Philips V680.

5. Discusión de las implicaciones del estudio

Los ventiladores de UCI modernos y sofisticados se lanzan normalmente al mercado sin pruebas de evaluación estandarizadas, y la mayoría de dispositivos se utilizan rutinariamente pese a la falta de una evaluación comparativa de su rendimiento. Es un hecho que existe una gran heterogeneidad entre el rendimiento de los últimos ventiladores de UCI. Pese al progreso tecnológico y el continuo desarrollo de ventiladores, los estudios muestran diferencias sustanciales entre ventiladores, además de que el rendimiento de un determinado dispositivo puede diferir según el modo ventilatorio ⁽⁷⁵⁾. Teniendo en cuenta que la compra de un ventilador es desafiante porque el coste económico es elevado y el dispositivo deberá funcionar durante varios años, es importante para los profesionales que sean conscientes de las fortalezas y debilidades de cada ventilador. De hecho, estudios experimentales como éste podrían ayudar a los profesionales a optar por el ventilador más apropiado de acuerdo con la tipología de pacientes y las situaciones clínicas encontradas en sus Unidades de Cuidados Intensivos. Por ejemplo, parece poco razonable utilizar ciertos dispositivos para ventilación protectora si proporcionan volúmenes corrientes que exceden el objetivo ajustado, así como también parece poco apropiado proporcionar ventilación no invasiva o llevar a cabo un destete con un ventilador incapaz de detectar esfuerzos

inspiratorios débiles o caracterizados por largos retrasos en el trigger, o bien con capacidades de presurización débiles.

Considerando el rendimiento del trigger en modo de presión de soporte, no se han hecho progresos significativos entre 2013 y 2016 ⁽⁷²⁾. De hecho, ningún ventilador pudo detectar esfuerzos inspiratorios antes de los 50 ms, a menudo excediendo 100 ms, cuando se simulan esfuerzos inspiratorios moderados. Considerando que Thille et al. ⁽³⁴⁾ encontraron resultados cercanos a los publicados por Richard et al. ⁽²⁾, el rendimiento del trigger en PSV no ha mejorado significativamente durante la última década, con la excepción de sistemas tales como la ventilación asistida ajustada neuralmente (NAVA). La misma observación puede realizarse en relación a la diferencia entre el volumen corriente preajustado y el entregado, con errores a menudo excediendo el 10% tanto en estudios efectuados en los últimos 5 años como en más antiguos ⁽⁶²⁾. Estas imprecisiones y sus heterogeneidades entre dispositivos son comparables a las que se han encontrado recientemente en máquinas de anestesia ⁽¹²⁴⁾, lo que sugiere que se han alcanzado ciertos límites tecnológicos.

Los retrasos de trigger medios en sujetos sanos respirando durante condiciones de comodidad son de 300 ms ⁽¹²⁵⁾. Además, puesto que el tiempo del inicio del esfuerzo inspiratorio y la aparición de sensación de disnea en sujetos sanos es de 150 ms ⁽¹²⁶⁾, es cuestionable si intentar reducir tiempos de trigger

inspiratorio por debajo de 100 ms es un objetivo clínicamente relevante. De hecho, se ha visto que disminuir retardos inspiratorios medios de 200-220 a 50-60 ms utilizando NAVA no tiene efectos sobre las puntuaciones en la escala visual analógica de disnea⁽¹²⁷⁾.

En consecuencia, pese a que algunos avances potenciales futuros en el rendimiento técnico, tales como una mayor precisión en las presiones o volúmenes objetivo, es posible que éstos no sean necesariamente útiles para la práctica clínica habitual y el cuidado del paciente. Unos objetivos de rendimiento para ventiladores, teniendo en cuenta aspectos técnicos, pero también fisiológicos combinados con experiencias del paciente, y definidos con una participación de los clínicos, todavía no se aplican totalmente en la práctica a la hora de los diseños⁽¹²⁸⁾. Son necesarias definiciones colaborativas de estos objetivos por parte de expertos, y serán de gran ayuda en estudios futuros para realizar clasificaciones de ventiladores por su rendimiento. Este estudio puede contribuir a actuar como punto de inicio para esto.

Este estudio es el primero en proporcionar una evaluación experimental de laboratorio multifacetaria del rendimiento de ventiladores de turbina de UCI de nivel medio durante la simulación de una situación clínica de normalidad. Se ha pretendido presentar los resultados técnicos de forma comprensible y reseñar que los clínicos deben ser conocedores de que los estándares asumidos para el

rendimiento de sus equipos puede que no sean los que esperen de antemano ⁽¹²⁸⁾. Por ello, en este estudio se han escogido los parámetros más representativos y con la mayor comparabilidad posible. Este grupo de ventiladores con tecnología de turbina, que parece ser la tendencia actual y futura en el diseño de estos dispositivos, proporciona una visión global de que las diferencias, en términos de rendimiento, entre generaciones más antiguas y más modernas continúan existiendo, al igual que en máquinas con otro tipo de tecnologías. Sin embargo, todas ellas funcionan en general de manera adecuada, presentando cada modelo unas fortalezas y unas debilidades cuyo conocimiento en manos del clínico puede resultar de gran utilidad a la hora de abordar el tratamiento de sus pacientes en Cuidados Intensivos, sobre todo en los casos en los que el uso de estrategias ventilatorias subóptimas resulta crucial.

6. Limitaciones

En primer lugar, pese a que los modelos mecánicos pulmonares tienen claras ventajas ya citadas anteriormente, tienen múltiples limitaciones, que constituyen la mayor parte de las mismas en un trabajo de estas características.

Fundamentalmente, estas limitaciones se deben a que los modelos carecen de muchas de las complejidades existentes en los pacientes reales. Primeramente, los modelos mecánicos tienen un único parámetro de distensibilidad; no pueden

distinguir entre la distensibilidad pulmonar y la de la pared torácica debido a su diseño, quedando por tanto sus interacciones obviadas. En segundo lugar, la distensibilidad simulada es lineal y no representa la morfología sigmoidea del comportamiento de la distensibilidad en el sistema respiratorio real. En tercer lugar, la resistencia en los modelos normalmente es un valor aislado que no varía con el flujo y el volumen, cosa que sí sucede en el paciente real. En cuarto lugar, la aparición de PEEP intrínseca de las vías aéreas colapsadas es un fenómeno que se produce en la realidad y que no puede simularse fácilmente de forma mecánica.

Al comparar el modelo de simulación con los fenómenos que se producen en un paciente respiratoriamente activo, todavía se encuentran más limitaciones. Por ejemplo, estos modelos mecánicos simples, como estímulo del paciente, generalmente tienen o bien una señal constante de flujo o bien una señal constante de presión, y estas demandas simuladas no pueden reaccionar a los cambios en el ventilador. Así, las complejidades del estímulo ventilatorio espontáneo son considerablemente difíciles de simular con estos dispositivos mecánicos ⁽⁴⁾.

Los modelos pulmonares tampoco reflejan el intercambio gaseoso con la sangre y tienen un valor muy limitado a la hora de simular efectos cardiorrespiratorios derivados de la modificación de parámetros en ventilación mecánica⁽⁹⁶⁾. La propia guía del modelo Dual Adult TTL 5600i detalla que no se trata de un modelo detallado de la anatomía y fisiología humanas ⁽¹²⁹⁾.

Por todo ello, su principal limitación es la dificultad para extrapolar a la clínica las conclusiones derivadas de la experimentación con ellos, no pudiendo descartarse que el rendimiento y el funcionamiento en pacientes difieran de manera importante del evidenciado con estos modelos ^{(4) (34) (39) (56)}. Asimismo, este hecho añade la dificultad a la hora de evaluar la relevancia de diferencias estadísticamente significativas en los parámetros obtenidos mediante ellos, por la limitación para su extrapolación y por tratarse de magnitudes pequeñas ⁽³⁴⁾.

Cabe considerar como otra limitación el hecho de que en el trabajo se comparan dispositivos de precios muy variables, así como en su nivel de complejidad estructural, por el hecho de haber sido desarrollados con importantes diferencias temporales entre ellos. La comparabilidad de este tipo de dispositivos, pese a ser un objetivo de por sí, puede parecer de entrada poco consistente por este hecho, pero, sin embargo, como se muestra en estudios previos, algunos de los dispositivos de categorías y de precios inferiores tienen un rendimiento igual o incluso superior a otros más caros y de mayor sofisticación. Por ello, realizar este tipo de comparaciones es especialmente útil ya que puede permitir poner de manifiesto diferencias que inicialmente podrían no ser tan esperables.

Otra limitación considerable del trabajo es la utilización de una única combinación de valores de distensibilidad y resistencia, simulando únicamente la condición considerada de normalidad. Este diseño no permite la observación de los

diferentes efectos de la mecánica respiratoria con las modificaciones en PEEP y PSV en el comportamiento de los ventiladores, ni permite visualizar si existen diferencias en el rendimiento de los ventiladores en los diferentes tipos de pacientes teóricos. Sin embargo, la focalización en un tipo de dinámica únicamente permite una mayor claridad a la hora de visualizar los resultados comparativos, abriendo campo para llevar a cabo futuras comparaciones entre diferentes mecánicas respiratorias en base a las diferencias observadas en el modelo normal.

Consecuentemente, las extrapolaciones de los hallazgos en este trabajo deben realizarse con cautela. Deberían realizarse estudios clínicos valorando estos parámetros y características, para comprobar si estos resultados realmente concuerdan con los obtenidos en pacientes sometidos a ventilación mecánica en la Unidad de Cuidados Intensivos.

IV. Conclusiones

Se pueden extraer las siguientes conclusiones tras el desarrollo del presente trabajo:

1. Los ventiladores de turbina para Cuidados Intensivos de medio nivel disponibles actualmente en el mercado tienen cierta homogeneidad en sus características, aunque existen múltiples diferencias entre ellos.
2. Los dispositivos más modernos muestran rendimientos superiores tanto en la función de trigger como en la capacidad de presurización, en comparación con los ventiladores más antiguos.
3. La función de trigger funciona adecuadamente en todos los ventiladores analizados, existiendo diferencias entre ellos.
4. Todos los ventiladores analizados son capaces de presurizar la vía aérea, aunque existen importantes diferencias entre ellos.
5. La utilización de PEEP no parece afectar de forma importante ni consistente a la función de trigger ni de presurización.
6. El nivel de presión de soporte no parece afectar a las funciones de trigger ni a la calidad de la presurización.

7. Las demandas inspiratorias elevadas suponen un desafío para el rendimiento de algunos dispositivos a la hora de desencadenar el ciclo ventilatorio, sobre todo los de fabricación más antigua.
8. Son necesarios futuros estudios para identificar el impacto sobre la práctica clínica de los comportamientos observados en el presente trabajo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Takeuchi M, Williams P, Hess D, Kacmarek R. Continuous positive airway pressure in new generation mechanical ventilators: a lung model study. *Anesthesiology*. 2002; 96: 162–172.
2. Richard JC, Carlucci A, Breton L, Langlais N, Jaber S, Maggiore S, et al. Bench testing of pressure support ventilation with three different generations of ventilators. *Intensive Care Med*. 2002; 28: 1049-1057.
3. Chatmongkolchart S, Williams P, Hess D, Kacmarek R. Evaluation of inspiratory time rise and inspiration termination criteria in new-generation mechanical ventilators: a lung model study. *Respir Care*. 2001; 46: 666–677.
4. Tassaux D, Strasser S, Fonseca S, Dalmas E, Jolliet P. Comparative bench study of triggering pressurization and cycling between the home ventilator VPAP II and three ICU ventilators. *Intensive Care Med*. 2002; 28: 1254-1261.
5. Stell I, Paul G, Lee K, Ponte J, Moxham J. Noninvasive ventilation triggering in chronic obstructive pulmonary disease. A test lung comparison. *Am J Respir Care*. 2001; 60: 2092–2097.

6. Bunburaphong T, Imanaka H, Nishimura M, Hess D, Kacmarek R. Performance characteristics of bilevel pressure ventilators: a lung model study. *Chest*. 1997; 111: 1050-1060.
7. Battisti A, Tassaux D, Janssens J, Michotte J, Jaber S. Performance characteristics of 10 home mechanical ventilators in pressure-support mode: a comparative bench study. *Chest*. 2005; 157: 1784-1792.
8. Miyoshi E, Fujino Y, Mashimo T, Nishimura M. Performance of transport ventilator with patient-triggered ventilation. *Chest*. 2000; 118: 1109–1115.
9. Zanetta G, Robert D, Guerin C. Evaluation of ventilators used during transport of ICU patients - a bench study. *Intensive Care Med*. 2002; 28: 443–451.
10. Kacmarek R, Hess D. Basic principles of ventilator machinery. In Tobin M. *Principles and practice of mechanical ventilation*. 1st ed.: McGraw-Hill; 1994. 65-111.
11. Chiumello D, Pelosi P, Croci M, Bigatello LM, Gattinoni L. The effects of pressurization rate on breathing patterns, work of breathing, gas exchange and patient comfort in pressure support ventilation. *Eur Respir J*. 2001; 18: 107-114.

12. Pestaña D. Presión positiva en la vía aérea: CPAP y PEEP. In Belda F, Lloréns J. Ventilación mecánica en Anestesia y Cuidados Intensivos. Madrid, España: Arán; 2009. 973-995.
13. Tobin M, Jubran A, Laghi F. Patient-ventilator interaction. Am J Respir Crit Care Med. 2001; 163: 1059–1063.
14. Ramar K, Sasso C. Potential advantages of patient-ventilator synchrony. Respir Care Clin N Am. 2005; 11: 307–317.
15. Kondili E, Xirouchaki N, Georgopoulos D. Modulation and treatment of patient–ventilator dyssynchrony. Current Opinion in Critical Care. 2007; 13: 84–89.
16. Mancebo J, Amaro P, Mollo J, Lorino H, Lemaire F, Brochard L. Comparison of the effects of pressure support ventilation delivered by three different ventilators during weaning from mechanical ventilation. Intensive Care Med. 1995; 21: 913-919.
17. Christie J, Smith R. Pressure support ventilation decreases inspiratory work of breathing during general anesthesia and spontaneous ventilation. Anesth Analg. 1992; 75: 167-171.

18. Kuhlen R, Putensen C. Maintaining spontaneous breathing efforts during mechanical ventilatory support. *Intensive Care Med.* 1999; 25: 1203-2205.
19. Pearl R, Rosenthal M. Pressure support ventilation: Technology transfer from the intensive care unit to the operating room. *Anesth Analg.* 1992; 75: 161–163.
20. Putensen C, Zech S, Wrigge H, Zinserling J, Stuber F, Von-Spiegel T, et al. Long-term effects of spontaneous breathing during ventilatory support in patients with acute lung injury. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001; 164: 43–49.
21. Thille A, Rodríguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med.* 2006; 32: 1515–1522.
22. Chao D, Scheinhorn D, Stearn-Hassenpflug M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. *Chest.* 1997; 112: 1592–1599.
23. Beck J, Gottfried S, Navalesi P, Skobrik Y, Comtois N, Rossini M, et al. Electrical activity of the diaphragm during pressure support ventilation in acute respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001; 164: 419–424.

24. Parthasarathy S, Jubran A, Tobin M. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation. *Am J Respir Crit Care Med*. 1998; 158: 1471–1478.
25. Bigatello L, Nishimura M, Imanaka H, Hess D, Kimball W, Kacmarek R. Unloading of the work of breathing by proportional assist ventilation in a lung model. *Crit Care Med*. 1997; 25: 267–272.
26. Sassoon C, Foster G. Patient-ventilator asynchrony. *Curr Opin Crit Care*. 2001; 7: 28–33.
27. Prinianakis G, Kondili E, Georgopoulos D. Patient-ventilator interaction: an overview. *Respir Care Clin N Am*. 2005; 11: 201–224.
28. Williams P, Kratochvil J, Ritz R, Hess D, Kacmarek R. Pressure control and pressure assist/control: are there differences? an evaluation of the newest intensive care unit ventilators. *Respir Care*. 2000; 45: 1169–1181.
29. Stroetz R, Hubmayr R. Tidal volume maintenance during weaning with pressure support. *Am J Respir Crit Care Med*. 1995; 152: 1034–1040.
30. Hubmayr RD. Setting the ventilator. In Tobin M. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York: McGraw-Hill; 1994. 191–206.

31. Mancebo J, Isabey D, Lorino H, Lofaso F, Lemaire F, Brochard L. Comparative effects of pressure support ventilation and intermittent positive pressure breathing IPPB in non-intubated healthy subjects. *European Respiratory Journal*. 1995; 8: 1901–1909.
32. Aslanian P, El Atrous S, Isabey D, Valente E, Corsi D, Harf A, et al. Effects of flow triggering on breathing effort during partial ventilatory support. *Am J Respir Crit Care Med*. 1998; 157: 137-143.
33. Sassooun C, Del Rosario N, Fei R, Rheeman C, Gruer S, Mahutte C. Influence of pressure and flow-triggered synchronous intermittent mandatory ventilation on inspiratory muscle work. *Crit Care Med*. 1994; 22: 1933-1941.
34. Thille A, Lyazidi A, Richard J, Galia F, Brochard L. A bench study of intensive-care-unit ventilators: new versus old and turbine-based versus compressed gas-based ventilators. *Intensive Care Med*. 2009; 35: 1368-1376.
35. Lofaso F, Brochard L, Hang T, Lorino H, Harf A, Isabey D. Home versus intensive care pressure support devices. Experimental and clinical comparison. *Am J Respir Crit Care Med*. 1996; 153: 1591-1599.
36. Belda F, Lloréns J. Ventilación mecánica en anestesia y cuidados críticos: Arán Ediciones; 2009.

37. Tung A, Drum M, Morgan S. Effects of inspiratory time on tidal volume delivery in anesthesia and intensive care unit ventilators operating in pressure control mode. *J Clin Anesth*. 2005; 17: 8-15.
38. Jaber S, Langlais N, Fumagalli B, Cornec S, Beydon L, Harf A, et al. Performance studies of 6 new anesthesia ventilators: bench tests. *Ann Fr Anesth Reanim*. 2000; 19: 16-22.
39. Jaber S, Tassaux D, Sebbane M, Pouzeratte Y, Battisti A, Capdevila X, et al. Performance characteristics of five new anesthesia ventilators and four intensive care ventilators in pressure-support mode: a comparative bench study. *Anesthesiology*. 2006; 105: 944-952.
40. Farré R, Peslin R, Navajas D, Gallina C, Suki B. Analysis of the dynamic characteristics of pressure transducers for studying respiratory mechanics at high frequencies. *Med Biol Eng Comput*. 1989; 27: 531-537.
41. Fleisch A. Pneumotachograph: Apparatus for recording respiratory flow. *Arch Ges Physiol*. 1925; 209: 712-713.
42. Sullivan W, Peters G, Enright P. Pneumotachographs: Theory and clinical application. *Respir Care*. 1984; 29: 736-749.

43. Finucane K, Egan B, Dawson S. Linearity and frequency response of pneumotachographs. *J Appl Physiol.* 1972; 32: 121-126.
44. Frye R, Doty R. A comparison of response characteristics of airflow and pressure transducers commonly used in rhinomanometry. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990; 37: 937-944.
45. Hobbes A. A comparison of methods of calibrating the pneumotachograph. *Brit J Anaesth.* 1967; 39: 899-907.
46. Turney S, Blumenfeld W. Heated Fleisch pneumotachograph: a calibration procedure. *J Appl Physiol.* 1973; 34: 117-121.
47. Kruskal W, Wallis WA. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association.* 1952; 47: 583–621.
48. Dunn O. Multiple comparisons among means. *J Am Stat Assoc.* 1961; 56: 54-64.
49. Farré R, Navajas D. Quality control: a necessary, but sometimes overlooked tool for improving respiratory medicine. *Eur Respir J.* 2009; 33: 722-723.

50. Krimsky W, Mroz I, McIlwaine J. A model for increasing patient safety in the intensive care unit: increasing the implementation rates of proven measures. *Qual Saf Health Care*. 2009; 18: 74-80.
51. Kollef M, Micek S. Using protocols to improve patient outcomes in the intensive care unit: focus on mechanical ventilation and sepsis. *Semin Respir Crit Care Med*. 2010; 31: 19-30.
52. Highcock M, Shneerson J, Smith I. Functional differences in bi-level pressure preset ventilators. *Eur Respir J*. 2001; 17: 268–273.
53. Mehta S, McCool F, Hill N. Leak compensation in positive pressure ventilators: a lung model study. *Eur Respir J*. 2001; 17: 259–267.
54. Fujino Y, Uchiyama A, Mashimo T, Nishimura M. Spontaneously Breathing Lung Model Comparison of Work of Breathing Between Automatic Tube Compensation and Pressure Support. *Respir Care*. 2003; 48: 38-45.
55. Fu C, Caruso P, Janaina J, Pinto de Paula G, Schettino G, Souza R, et al. Comparison of two flow generators with a noninvasive ventilator to deliver continuous positive airway pressure: a test lung study. *Intensive Care Med*. 2005; 31: 1587-1591.

56. Vignaux L, Tassaux D, Jolliet P. Performance of noninvasive ventilation modes on ICU ventilators during pressure support: a bench model study. *Intensive Care Med.* 2007; 33: 1444-1451.
57. Chipman D, Caramenz M, Miyoshi E, Kratochvil J, Kacmarek R. Performance comparison of 15 transport ventilators. *Respir Care.* 2007; 52: 740-751.
58. Faouroux B, Leroux K, Desmarais G, Isabey D, Clément A, Lofaso F, et al. Performance of ventilators for noninvasive positive-pressure ventilation in children. *Eur Respir J.* 2008; 31: 1300-1307.
59. Ferreira J, Chipman D, Kacmarek R. Trigger performance of mid-level ICU mechanical ventilators during assisted ventilation: a bench study. *Intensive Care Med.* 2008; 14: 1669-1675.
60. Terado M, Ichiba S, Nagano O, Ujike Y. Evaluation of pressure support ventilation with seven different ventilators using Active Servo Lung 5000. *Acta Med Okayama.* 2008; 62: 127-133.
61. Borel J, Sabil A, Janssens J, Couteau M, Boulon L, Lévy P, et al. Intentional leaks in industry masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation. *Chest.* 2009; 135: 670-677.

62. Lyazidi A, Thille A, Carteaux G, Galla F, Brochard L, Richard J. Bench test evaluation of volume delivered by modern ICU ventilators during volume-controlled ventilation. *Intensive Care Med.* 2010; 36: 2074–2080.
63. Oscroft N, Smith I. A bench test to confirm the core features of volume-assured non-invasive ventilation. *Respirology.* 2010; 15: 361-364.
64. Blakeman T, Rodriguez D, Hanseman D, Branson R. Bench evaluation of 7 home-care ventilators. *Respir Care.* 2011; 56: 1791-1798.
65. L'Her E, Roy A. Bench tests of simple, handy ventilators for pandemics: Performance, autonomy and ergonomics. *Respir Care.* 2011; 56: 751-760.
66. Ueno Y, Nakanishi N, Oto J, Imanaka H, Nishimura M. A bench study of the effects of leak on ventilator performance during noninvasive ventilation. *Respir Care.* 2011; 59: 1758-1764.
67. Carteaux G, Lyazidi A, Cordoba-Izquierdo A, Vignaux L, Jolliet P, Thille A, et al. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation. *Chest.* 2012; 142: 367-376.

68. Govoni L, Dellaca R, Peñuelas O, Artigas A, Ferer M, Navajas D, et al. Actual performance of mechanical ventilators in ICU: a multicentric quality control study. *Med Devices Auckl*. 2012; 5: 111-119.
69. Boussen S, Gainnier M, Michelet P. Evaluation of ventilators used during transport of critically ill patients: A bench study. *Respir Care*. 2013; 58: 1911-1922.
70. Blakeman T, Branson R. Evaluation of 4 new generation portable ventilators. *Respir Care*. 2013; 58: 264-272.
71. Luján M, Sogo A, Pomares X, Monsó E, Sales B, Blanch L. Effect of leak and breathing pattern on the accuracy of tidal volume estimation by commercial home ventilators: a bench study. *Respiratory Care*. 2013; 58: 770-777.
72. Oto J, Chenelle C, Marchese A, Kacmarek R. Comparison of leak compensation in acute care ventilators during noninvasive and invasive ventilation: A lung model study. *Respir Care*. 2013; 58: 2027-2037.
73. L'Her E, Roy A, Marjanovic N. Bench-test comparison of 26 emergency and transport ventilators. *Crit Care*. 2014; 18: 506-519.

74. Nakamura M, Vieira E, Ribeiro C, Tucci M. Performance of ICU ventilators during noninvasive ventilation with large leaks in a total face mask: a bench study. *J Bras Pneumol*. 2014; 40: 294-303.
75. Garnier M, Quesnel C, Fulgencio J, Degrain M, Carteaux G, Bonnet F, et al. Multifaceted bench comparative evaluation of latest intensive care unit ventilators. *Br J Anaesth*. 2015; 115: 89-98.
76. Chen Y, Cheng K, Zhou X. Performance characteristics of seven bilevel mechanical ventilators in pressure-support mode with different cycling criteria: a comparative bench study. *Med Sci Monit*. 2015; 21: 310-317.
77. Chikata Y, Okuda N, Izawa M, Onodera M, Nishimura M. Performance of ventilators compatible with magnetic resonance imaging: a bench study. *Respir Care*. 2015; 60: 341-346.
78. Brower R, Matthay M, Morris A. Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med*. 2000; 342: 1301–1308.
79. Briel M, Meade M, Mercat A. Higher vs lower positive end-expiratory pressure in patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: systematic review and meta-analysis. *JAMA*. 2010; 303: 865-873.

80. Mercat A, Richard JC, Vielle B. Positive end-expiratory pressure setting in adults with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *JAMA*. 2008; 299: 646-655.
81. DeWit M, Miller K, Green D, Ostman H, Gennings C, Epstein S. Ineffective triggering predicts increased duration of mechanical ventilation. *Crit Care Med*. 2009; 37: 2740-2745.
82. Gaba D. The future vision of simulation in health care. *Qual Saf Health Care*. 2004; 13: i2-i10.
83. West J, Wagner P. Pulmonary gas exchange. In West J, Wagner P. *Bioengineering aspects of the lung*. New York: Marcel Dekker; 1977.
84. Gaba D, Howard S, Fish K. Simulation-based training in anesthesia crisis resource management ACRM: a decade of experience. *Simulation Gaming*. 2001; 32:175–193.
85. Graham B, Dosman J, Cotton D. A theoretical analysis of the single breath diffusing capacity for carbon monoxide. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1980; 27: 221–227.

86. Muller N. Computed tomography and magnetic resonance imaging: past, present and future. *Eur Respir J Suppl.* 2002; 35: 3–12.
87. Tassaux D, Jolliet P, Thouret J, Roeseler J, Dorne R, Chevrolet J. Calibration of seven ICU entitators for mechanical ventilation with helium-oxygen mixtures. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999; 160: 22-32.
88. Hans Rudolph Inc. [Online]. [cited 2016 Marzo 2. Available from: <http://www.rudolphkc.com>.
89. Dräger Medical. [Online]. [cited 2016 Enero 22. Available from: <http://www.draegermedical.com>.
90. Verbraak A. Computer-controlled mechanical lung model for application in pulmonary function studies. *Med Biol Eng Comput.* 1995; 33: 776-83.
91. Verbraak A. A new approach to mechanical simulation of lung behaviour: pressure-controlled and time-related piston movement. *Med Biol Eng Comput.* 2001; 39: 82-89.
92. Mesic S, Babuska R, Hoogsteden H, Verbraak A. Computer-controlled mechanical simulation of the artificially ventilated human respiratory system. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2003; 50: 731-743.

93. Chase J, Yuta T, Mulligan K, Shaw G, Horn B. A novel mechanical lung model of pulmonary diseases to assist with teaching and training. *BMC Pulm Med.* 2006; 6: 21.
94. Verbraak A, Rijnbeek P, Beneken J, Bogaard J, Versprille A. A new approach to mechanical simulation of lung behaviour: pressure-controlled and time-related piston movement. *Med Biol Eng Comput.* 2001; 39: 92-89.
95. Meka V, vanOostrom J. Bellows-less lung system for the human patient simulator. *Med Biol Eng Comput.* 2004; 42: 413-418.
96. Flechelles O, Ho A, Herbert P, Emeriaud G, Zaglam N, Cheriet F, et al. Simulations for Mechanical Ventilation in Children: Review and Future Prospects. *Crit Care Res Pract.* 2013; 943281.
97. Wilson J, DiFiore J. Respiratory Physiology and Care. In 7th edition *Pediatric Surgery.* Amsterdam: Elsevier; 2012. 109-122.
98. James B, Haenel R, Jeffrey L, Johnson M. Mechanical ventilation in critical illness. In Duke J. *Anesthesia Secrets.* Elsevier; 2011: 89-99.
99. Martin A, Katz I, Jenöfi K, Caillibotte G, Brochard L, Texerau J. Bench experiments comparing simulated inspiratory effort when breathing helium-

oxygen mixtures to that during positive pressure support with air. *BMC Pulm Med.* 2012; 12: 62.

100. Wrigge H, Zinserling J, Neumann P, Defosse J, Magnusson A, Putensen C, et al. Spontaneous breathing improves lung aeration in oleic-acid induced lung injury. *Anesthesiology.* 2003; 99: 376-384.
101. Putensen C, Mutz N, Putensen-Himmer G, Zinserling J. Spontaneous breathing during ventilatory support improves ventilation-perfusion distributions in patients with acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999; 159: 1241-1248.
102. Patroniti N, Foti G, Pesenti A. Assisting ventilation by pressure support: More than a weaning tool. In Vincent J. *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine.* Berlin: Springer-Verlag; 2002;264-274.
103. Tejada M, Boix J, Álvarez F, Balanza R, Morales M. Comparison of pressure support ventilation and assist-control ventilation in the treatment of respiratory failure. *Chest.* 1997; 111: 1322-1325.
104. Patroniti N, Foti G, Cortinovis B, Maggioni E, Bigatello L, Cereda M, et al. Sigh improves gas exchange and lung volume in patients with acute respiratory

distress syndrome undergoing pressure support ventilation. *Anesthesiology*. 2002; 96: 788-794.

105. Esteban A, Anzueto A, Alia I, Gordo F, Apezteguia C, Palizas F, et al. How is mechanical ventilation employed in the intensive care unit? An international utilization review. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000; 161: 1450-1458.
106. Berger K, Sorkin I, Norman R, Rapoport D, Goldring R. Mechanism of relief of tachypnea during pressure support ventilation. *Chest*. 1996; 109: 1320-1327.
107. Cinnella G, Conti G, Lofaso F, Lorino H, Harf A, Lemaire F, et al. Pressure support and pressure assist/control: are there differences? An evaluation of the newest intensive care unit ventilators. *Respir Care*. 2000; 45: 1169-1181.
108. Zin W, Milic-Emili J. Esophageal pressure measurement. In Tobin M. *Principles and practice of intensive care monitoring*. New York: McGraw Hill; 1997. 545-552.
109. Benditt J. Esophageal and gastric pressure measurements. *Respir Care*. 2005; 50: 68-75.

110. Sassoön C, Mahutte C. Work of breathing during mechanical ventilation. In Marini J, Slutsky A. Physiological basis of ventilatory support. New York: Marcel Dekker; 1998. 261-310.
111. Field S, Sanci S, Grassino A. Respiratory muscle oxygen consumption estimated by the diaphragm pressure-time index. J Appl Physiol. 1984; 57: 44-51.
112. Collett P, Perry C, Engel L. Pressure-time product, flow and oxygen cost of resistive breathing in humans. J Appl Physiol. 1985; 58: 1263-1272.
113. Brimacombe J, Keller C, Hormann C. Pressure support ventilation versus continuous positive airway pressure with the laryngeal mask airway: A randomized crossover study of anesthetized adult patients. Anesthesiology. 2000; 92: 1621-1623.
114. Bellemare F, Grassino A. Effect of pressure and timing of contraction on human diaphragm fatigue. Journal of Applied Physiology. 1982; 53: 1190-1195.
115. Kapasi M, Fujino Y, Kirmse M, Catlin E, Kacmarek R. Effort and work of breathing in neonates during assisted patient-triggered ventilation. Pediatric Critical Care Medicine. 2001; 2: 9-16.

116. Costa R, Navalesi P, Spinazzola G. Comparative evaluation of different helmets on patient-ventilator interaction during noninvasive ventilation. *Intensive Care Med.* 1999; 25: 662-667.
117. Medical H. Hamilton C2 user manual. Bonaduz, Switzerland; 2008.
118. Drägerwerk AG. Manual de usuario del ventilador Dräger Carina. 2007.
119. Drägerwerk AG. Manual de usuario del ventilador Dräger Savina 300. 2012.
120. Koninklijke Philips. Manual de usuario del ventilador Philips Respironics 202. 2010.
121. Koninklijke Philips. Manual de usuario del ventilador Philips V60. 2010..
122. Koninklijke Philips. Manual de usuario del ventilador Philips V680. 2013.
123. CareFusion. Manual de usuario del ventilador CareFusion Vela. 2013.
124. Wallon G, Bonnet A, Guérin C. Delivery of tidal volume from four anaesthesia ventilators during volume-controlled ventilation: a bench study. *Br J Anaesth.* 2013; 110: 1045–1051.
125. Raux M, Ray P, Prella M, Duguet A, Demoule A, Similowski T. Cerebral cortex activation during experimentally induced ventilator fighting in normal

- humans receiving noninvasive mechanical ventilation. *Anesthesiology*. 2007; 107: 746–755.
126. Whitelaw W, Derenne J, Milic-Emili J. Occlusion pressure as a measure of respiratory center output in conscious man. *Respir Physiol*. 1975; 23: 181-199.
127. Schmidt M, Dres M, Raux M. Neurally adjusted ventilatory assist improves patient-ventilator interaction during postextubation prophylactic noninvasive ventilation. *Crit Care Med*. 2012; 40: 1738–1744.
128. Scott D, Drummond GB III. Tidal volume measurement: OK for science, but too difficult for a workstation standard? *Br J Anaesth*. 2013; 110: 891–895.
129. Dual Adult TTL PneuView 5600i operation manual. Michigan Instruments Inc. Talon Court SE, Grand Rapids, MI, USA.

APÉNDICE: CÓDIGO FUENTE DEL SCRIPT DE PROCESAMIENTO

Archivo “procesar_interactivo.m”

```
clc
clear all
close all
warning off
addpath(pwd)

% Parametros
t_muestra = 0.001; % segundos

volt2lps = 0.636; %litros por segundo
volt2hpa = 10;%10/1.45; %hectopascales

filtrado_pres_maestro = 100;
filtrado_pres_esclavo = 100;
filtrado_flujo_esclavo_n = 400;

numero_picos_preselect = 5;
numero_picos_validos = 5;
margen_base_picos_validos = 0.2;

pressure_set = [8, 13, 18, 23, 10, 15, 20, 25, 15, 20, 25, 30];
volume_set = 500;

% Factor corrector de flujo
biato_rect = 0;

margen_base_picos_validos = 0.2;

% Support delay
limite_maximos = 3;
pico_maestro_offset = 50; %ms
margen_seleccion_ciclos = 0; %ms

maximo_errores_subida = 10;

% Cagamos filtro
load fir

cd Carina
filenames = ls('mat\*.mat');
%filenames = 'Car12B9.mat';

try
    load indice_file
    fd = fopen('resultados.csv', 'a');
catch
    indice_file = 1;
    fd = fopen('resultados.csv', 'w');
```

```

fprintf(fd,
'Carina;;;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP300;PTP500;VTacc;Pacc;Te;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP3
00;PTP500;VTacc;Pacc;Te\n');
end

%   fd = fopen('resultados.csv', 'w');
%   fprintf(fd,
'Carina;;;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP300;PTP500;VTacc;Pacc;Te;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP3
00;PTP500;VTacc;Pacc;Te\n');
%
%   indice_file = 1;

for d = indice_file : size(filenamees,1)

    indice_file = d;
    save indice_file indice_file

    %Load file
    load(['mat\'',filenamees(d,:)])

    data = acq.data;

    [p,n,e] = fileparts(filenamees(d,:));

    respirador = n(1:3);
    paciente = n(4);
    esfuerzo = n(5);
    prueba = n(6);
    indice = n(7:end);

    %Indices de graficas
    p_esclavo = 4;
    p_maestro = 3;
    f_esclavo = 6;

    biato_rect = 1.5;

    % Override parameters
    switch(respirador)
        case 'Car'
            if strcmp(n, 'Car12B5')
                p_esclavo = 4;
                p_maestro = 3;
                f_esclavo = 5;
                biato_rect = 1.75;
            end
        case 'Sav'
            p_esclavo = 4;
            p_maestro = 3;
            f_esclavo = 5;
            biato_rect = 1.75;
        case 'Trp'
            p_esclavo = 4;
            p_maestro = 3;
            f_esclavo = 5;
            biato_rect = 1.75;
        case 'Vel'
            p_esclavo = 4;
            p_maestro = 3;
    end

```

```

        f_esclavo = 5;
        biato_rect = 1.75;
    end

    % Extraemos datos
    presion_maestro = data(:,p_maestro)' * volt2hpa;
    presion_esclavo = data(:,p_esclavo)' * volt2hpa;
    flujo_esclavo = data(:,f_esclavo)' * volt2lps;

    % Filtramos
    presion_maestro = conv(presion_maestro,
ones(1,filtrado_pres_maestro)/filtrado_pres_maestro, 'same');
    %presion_esclavo = conv(presion_esclavo,
ones(1,filtrado_pres_esclavo)/filtrado_pres_esclavo, 'same');
    %flujo_esclavo_f = conv(flujo_esclavo,
ones(1,filtrado_flujo_esclavo_n)/filtrado_flujo_esclavo_n, 'same');
    %presion_maestro = filter(fir, presion_maestro);
    %presion_esclavo = filter(fir, presion_esclavo);
    flujo_esclavo_f = filter(fir, flujo_esclavo);

    %presion_maestro = filter(lowpass6, presion_maestro);
    %presion_esclavo = filter(lowpass6, presion_esclavo);
    %flujo_esclavo = filter(lowpass6, flujo_esclavo);

    % Linea base
    linea_base = mode(presion_esclavo(:));

    % Error linea base
    %error_base = median(presion_esclavo - linea_base);
    %linea_base = linea_base - error_base;

% % Plot data
% figure(1);
% subplot(3,1,1), plot(presion_maestro,'b'); title('Presion pulmon maestro');
% subplot(3,1,2), plot(presion_esclavo,'r'); title('Presion pulmon esclavo');
% hold on
% plot(ones(size(presion_esclavo))*linea_base, 'b');
% hold off
% subplot(3,1,3), plot(flujo_esclavo,'g'); title('Flujo pulmon esclavo');

    % Deteccion de picos validos
    picos_maestro = conv(presion_maestro, ones(1,1000)/1000, 'same');
    picos_maestro = picos_maestro - min(picos_maestro(:));
    picos_maestro = picos_maestro / max(picos_maestro(:));
    picos_esclavo = conv(presion_esclavo, ones(1,1000)/1000, 'same');
    picos_esclavo = picos_esclavo - min(picos_esclavo(:));
    picos_esclavo = picos_esclavo / max(picos_esclavo(:));

    cortes_maestro = picos_maestro > (max(picos_maestro(:)) - min(picos_maestro(:)))/3;
    cortes_esclavo = picos_esclavo > (max(picos_esclavo(:)) - min(picos_esclavo(:)))/3;
    correspondencias = cortes_maestro .* cortes_esclavo;

% %Margen base picos validos
% min_pres = min(presion_esclavo(:));
% if length(min_pres) > 1
%     min_pres = min_pres(1);
% end
% margen_base_picos_validos = abs(linea_base - min_pres) / 2;

% figure(2)

```



```

% subplot(3,1,1), plot(picos_maestro); title('Picos maestro');
% subplot(3,1,2), plot(picos_esclavo); title('Picos esclavo');
% subplot(3,1,3), plot(correspondencias); title('Resta');

% Ajuste basal del flujo
basal_flujo = mode(flujo_esclavo_f(:));
error_basal = median(flujo_esclavo_f - basal_flujo);
basal_flujo = basal_flujo + error_basal;
flujo_esclavo = flujo_esclavo - basal_flujo;
flujo_esclavo_f = flujo_esclavo_f - basal_flujo;

%Aplicamos factor corrector
flujo_esclavo = flujo_esclavo * biato_rect;
flujo_esclavo_f = flujo_esclavo_f * biato_rect;

% flujos = flujo_esclavo - min(flujo_esclavo(:));
% flujof = flujo_esclavo_f - min(flujo_esclavo_f(:));
% max_flujos = max(flujos(:));
% max_flujof = max(flujof(:));
% factor = max_flujos / max_flujof;
% flujo_esclavo_f = (flujof * factor) + min(flujo_esclavo_f(:));
%
% basal_flujof = mode(flujo_esclavo_f(:));
% error_basalf = median(flujo_esclavo_f - basal_flujof);
% basal_flujof = basal_flujof + error_basalf;
% flujo_esclavo_f = flujo_esclavo_f - basal_flujof;

% Invertimos señal
if strcmp(respirador, 'Trp') || strcmp(respirador, 'Vel')
    flujo_esclavo = flujo_esclavo * -1;
    flujo_esclavo_f = flujo_esclavo_f * -1;
end

% figure
% plot(flujo_esclavo);
% hold on
% plot(flujo_esclavo_f, 'r');
% hold off;
%
% pause;

% Ajustamos flujo filtrado al flujo original para representacion

% figure(3);
% subplot(2,1,1), plot(flujo_esclavo);
% subplot(2,1,2), plot(curva_volumen);

% Seleccion de picos validos
intervalos_picos = (presion_esclavo > linea_base - margen_base_picos_validos) +
(presion_esclavo < linea_base + margen_base_picos_validos);
%pendientes = presion_esclavo(2:end) - presion_esclavo(1:end-1);
%pendiente_minima_picos = mean(pendientes(find(intervalos_picos(1:end-1))));

n_ciclos = 0;
n_picos = 0;
picos_descartados = [];
i_pos = -1;

```

```

for j=2:length(presion_esclavo)

    %Inicio de ciclo
    %if intervalos_picos(j) == 1 && intervalos_picos(j-1) == 0
    if presion_esclavo(j) <= linea_base - margen_base_picos_validos && presion_esclavo(j-1)
    >= linea_base - margen_base_picos_validos

        %Retrocedemos hasta linea base
        for k=j-1:-1:1
            %pendiente = presion_esclavo(k+1) - presion_esclavo(k);
            %if pendiente >= pendiente_minima_picos
            if presion_esclavo(k) < presion_esclavo(k+1)
                i_pos = k+1;
                break;
            end
        end

    end

    %Fin de ciclo
    if presion_esclavo(j) < linea_base + margen_base_picos_validos && presion_esclavo(j-1)
    > linea_base + margen_base_picos_validos && i_pos > 0
        n_picos = n_picos + 1;

        % Tenemos pico valido
        if sum(correspondencias(i_pos:j)) > 0

            %Avanzamos hasta linea base
            for k=j:length(presion_esclavo)
                if presion_esclavo(k) <= linea_base && presion_esclavo(k-1) >= linea_base
                    ini = i_pos - margen_seleccion_ciclos;
                    if ini < 1
                        ini = 1;
                    end
                    seleccion_offset = i_pos - ini;
                    ciclo_select_preselect = presion_esclavo(ini:k);
                    ciclo_flujo_preselect = flujo_esclavo(ini:k);
                    ciclo_flujo_f_preselect = flujo_esclavo_f(ini:k);
                    ciclo_maestro_preselect = presion_maestro(ini-pico_maestro_offset:k-
pico_maestro_offset);

                    %Para la grafica
                    grafica_i = i_pos - 300;
                    if grafica_i < 1;
                        grafica_i = 1;
                    end
                    presion_grafica = presion_esclavo(grafica_i:k);
                    flujo_grafica = flujo_esclavo_f(grafica_i:k);
                    break;
                end
            end

            % Validacion de usuario
            scrsz = get(0,'ScreenSize');
            hq = figure('OuterPosition',[1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*2/3 scrsz(4)*2/3]);
            subplot(1,3,1), plot(ciclo_select_preselect);
            margini = ini - (k - ini);
            if margini < 1
                margini = 1;
            end
        end
    end
end

```

```

%           end
%           margfin = k + (k - ini);
%           if margfin > length(presion_esclavo)
%               margfin = length(presion_esclavo);
%           end
%           subplot(1,3,1), plot(presion_esclavo(margini:margfin));
%           hold on
%           plot([(k - ini), (k - ini)*2], [presion_esclavo(ini), presion_esclavo(k)],
'r+');

plot(ones(size(ciclo_select_preselect))*linea_base, 'r');
hold off
subplot(1,3,2), plot(ciclo_flujo_preselect);
%           hold on
%           plot(ones(size(ciclo_flujo_preselect))*basal_flujo, 'r');
%           hold off
subplot(1,3,3), plot(ciclo_maestro_preselect);
hold on
plot(ciclo_select_preselect, 'g');
hold off

decision = questdlg('¿Es válido?', 'Verificacion de ciclo', 'Sí', 'No', 'Sí');

close(hq);

switch (decision)
    case 'Sí'
        n_ciclos = n_ciclos + 1;
        ciclos_select{n_ciclos} = ciclo_select_preselect;
        ciclos_flujo{n_ciclos} = ciclo_flujo_preselect;
        ciclos_flujo_f{n_ciclos} = ciclo_flujo_f_preselect;
        ciclos_maestro{n_ciclos} = ciclo_maestro_preselect;
        ciclos_offset{n_ciclos} = seleccion_offset;

        ciclos_presion_grafica{n_ciclos} = presion_grafica;
        ciclos_flujo_grafica{n_ciclos} = flujo_grafica;
    case 'No'
        picos_descartados = [picos_descartados n_picos];
end
end

%Salimos
if n_ciclos == numero_picos_preselect
    break;
end
end

%picos_descartados

% Para cada ciclo seleccionado
%-----

%Ponemos a 1 la validez de los ciclos
ciclos_validos = ones(1,n_ciclos);

% Duracion media de ciclo
%   if n_ciclos
%       %duracion_media_ciclo = 0;

```

```

%         for j=1:n_ciclos
%             duracion_media_ciclo = duracion_media_ciclo + length(ciclos_select{j});
%             duracion_media_ciclo(j) = length(ciclos_select{j});
%         end
%         %duracion_media_ciclo = duracion_media_ciclo / n_ciclos;
%         duracion_media_ciclo = sort(duracion_media_ciclo);
%         duracion_media_ciclo = duracion_media_ciclo(floor(end/2));
%     end

%h=figure('visible','off');
for i=1:n_ciclos
    override = 0;

    ciclo = ciclos_select{i};
    ciclo_maestro = ciclos_maestro{i};
    ciclo_flujo = ciclos_flujo{i};
    ciclo_flujo_f = ciclos_flujo_f{i};

    maximo_ciclo = max(ciclo(:));
    indice_maximo_esclavo = find(ciclo==maximo_ciclo);
    if length(indice_maximo_esclavo) > 1
        indice_maximo_esclavo = indice_maximo_esclavo(end);
    end

    % Filtramos el flujo
    %ciclo_flujo_f2 = conv(ciclo_flujo, ones(1,100)/100, 'same');
    %ciclo_flujo_f2 = ciclo_flujo_f2 * 1.2;

    % Volumen
    ciclo_volumen(1) = ciclo_flujo_f(1) * t_muestra;
    for j=2:size(ciclo_flujo_f,2)
        ciclo_volumen(j) = ciclo_volumen(j-1) + (ciclo_flujo_f(j) * t_muestra);
    end

    %Valores empezando en cero
    min_volumen = min(ciclo_volumen(:));
    if length(min_volumen) > 1
        min_volumen = min_volumen(1);
    end
    if min_volumen ~= 0
        ciclo_volumen = ciclo_volumen - min_volumen;
    end

    % Resultados
    % -----

    basal = ciclo(ciclos_offset(i)+1);
    minimo = min(ciclo(:));
    max90 = max(ciclo(:)) * 0.9;
    trigger_delay(i) = 0;
    time_to_paw_min(i) = 0;
    pressure_rise(i) = 0;

    % Cadena de errores
    % errores{i} = [];

    %Altura minima
    if max(ciclo(:)) < max(presion_esclavo(:))*0.8
        ciclos_validos(i) = 0;
        errores{i} = [errores{i} 'a'];
    end
end

```

```

%      end
%
%      %Volumens adecuados
%      if sum(ciclo(find(ciclo(:)<basal))) > sum(ciclo(find(ciclo(:)>basal)))*0.2
%          ciclos_validos(i) = 0;
%          errores{i} = [errores{i} 'v'];
%      end
%
%      %Forma adecuada
%      indices_caida = find(ciclo(1:end/2)<basal);
%      indices_pico = find(ciclo(1:end/2)>basal);
%      if ~isempty(indices_caida) && ~isempty(indices_pico) && indices_caida(end) >
indices_pico(1)
%          ciclos_validos(i) = 0;
%          errores{i} = [errores{i} 'f'];
%      end
%
%      %Pico bien definido
%      indice_pico = find(ciclo == max(ciclo(:))); %Pico
%      numero_errores_subida = 0;
%      indice_basal = find(ciclo(1:indice_pico) <= basal); %Retorno al nivel basal
%      indice_basal = indice_basal(end);
%      if indice_basal < 2
%          indice_basal = 2;
%      end
%      %figure
%      %plot(ciclo)
%      %hold
%      %paso = (ciclo(indice_pico) - ciclo(indice_basal)) / (indice_pico - indice_basal);
%      %Desde el pico hacia atras
%      for j=indice_pico:-1:indice_basal
%          %Tenemos un ascenso
%          %if ciclo(j-1) >= ciclo(j) + (paso/2);
%          if es_maximo(ciclo, j, 20)
%              numero_errores_subida = numero_errores_subida + 1;
%              %plot(j, ciclo(j), 'r+');
%              %pause;
%          else
%              numero_errores_subida = 0;
%          end
%          % Alcanzamos numero maximo de ascensos
%          if numero_errores_subida > maximo_errores_subida
%              ciclos_validos(i) = 0;
%              errores{i} = [errores{i} 'p'];
%              break;
%          end
%      end
%
%      %disp('YA');
%      %pause;
%
%      %Duracion minima
%      if length(ciclo(:)) < duracion_media_ciclo*0.7
%          ciclos_validos(i) = 0;
%          errores{i} = [errores{i} 'd'];
%      end

% Solo procesamos si es valido
%if ciclos_validos(i)
correcto = 0;

```

```

while correcto == 0

    if override
        maximo_ciclo = ciclo(indice_maximo_esclavo);
        volumen_maximo = volumen_maximo_sel;
    end

    %Pressure drop
    pressure_drop(i) = basal - minimo;

    %Trigger delay & PTP
    ptp(i) = 0;
    for j=1:length(ciclo)
        if ciclo(j) <= basal
            trigger_delay(i) = trigger_delay(i) + 1;% + t_muestra;
            ptp(i) = ptp(i) + (basal - ciclo(j));
        else
            indice_ptp = j;
            break;
        end
    end

    %PTP 300 & 500
    if length(ciclo) < 300
        ptp300(i) = -1;
    else
        ptp300(i) = sum(ciclo(j:300) - basal) + ptp(i); %En segundos
    end

    if length(ciclo) < 500
        ptp500(i) = -1;
    else
        ptp500(i) = sum(ciclo(j:500) - basal) + ptp(i); %En segundos
    end

    %Time to paw min & PTP Simple
    ptp_simple(i) = 0;
    for j=1:length(ciclo)
        if ciclo(j) ~= minimo
            time_to_paw_min(i) = time_to_paw_min(i) + 1;% + t_muestra;
            ptp_simple(i) = ptp_simple(i) + (basal - ciclo(j));
        else
            indice_ptp_simple = j;
            break;
        end
    end

    % Pasamos a segundos
    ptp(i) = ptp(i) / 1000; %En segundos
    ptp_simple(i) = ptp_simple(i) / 1000; %En segundos
    ptp300(i) = ptp300(i) / 1000;
    ptp500(i) = ptp500(i) / 1000;

    %Pressure rise
    for j=1:length(ciclo)
        if ciclo(j) <= max90
            pressure_rise(i) = pressure_rise(i) + 1;% + t_muestra;
        else
            indice_pressure_rise = j;
            break;
        end
    end
end

```

```

        end
    end

    %Constante de tiempo expiratorio
    volumen_maximo = max(ciclo_volumen(:));
    if length(volumen_maximo) > 1
        volumen_maximo = volumen_maximo(1);
    end
    %[minimo_flujo, pos] = min(ciclo_flujo_f(:));
    minimo_flujo = min(ciclo_flujo_f(:));
    if length(minimo_flujo) > 1
        minimo_flujo = minimo_flujo(end);
        %pos = pos(end);
    end

    %
    %   inif = pos - 50;
    %   if inif < 1
    %       inif = 1;
    %   end
    %   finf = pos + 50;
    %   if finf > length(ciclo_flujo)
    %       finf = length(ciclo_flujo);
    %   end
    %   minimo_flujo_real = min(ciclo_flujo(inif:finf));
    %   if length(minimo_flujo_real) > 1
    %       minimo_flujo_real = minimo_flujo_real(1);
    %   end
    cte_tiempo_expiratorio(i) = abs(volumen_maximo / abs(minimo_flujo));

    % Pruebas A y B
    if strcmp('B', prueba)

        %Pressure accuracy
        diferencia = maximo_ciclo - pressure_set(str2num(indice));
        Pacc = round(diferencia / pressure_set(str2num(indice)) * 100);
        if Pacc > 0
            pressure_accuracy(i) = 100 - Pacc;
        end
        if Pacc < 0
            pressure_accuracy(i) = (100 + Pacc) * -1;
        end
        if Pacc == 0
            pressure_accuracy(i) = 100;
        end

        %Support delay
        if override == 0

            support_minimo = min(ciclo_maestro(:));
            minimo_indice = find(ciclo_maestro == support_minimo);
            if length(minimo_indice) > 1
                minimo_indice = minimo_indice(end);
            end

            max_maestro = max(ciclo_maestro(:));
            min_maestro = ciclo_maestro(minimo_indice);
            if length(max_maestro) > 1
                max_maestro = max_maestro(end);
            end
            if length(min_maestro) > 1

```

```

        min_maestro = min_maestro(end);
    end
    indice_inicio = find(ciclo_maestro > ((max_maestro -
min_maestro)/3)+min_maestro);
    indice_inicio = indice_inicio(end);

    %           figure;
    %           plot(ciclo_maestro);
    %           hold
    %           plot(ones(size(ciclo_maestro))*ciclo_maestro(indice_inicio), 'r');
    %           pause

    %Retrocedemos hasta maximo local
    maximo_local(i) = 0;
    n_maximos = 0;
    %pendiente_acumulada = 0;
    n_muestras = 0;
    n_muestras_ultimo = 0;
    %ultima_pendiente = realmax;
    for j=indice_inicio-1:-1:2

        %Acumulamos pendiente
        %pendiente = ciclo_maestro(j+1)-ciclo_maestro(j);
        %pendiente_acumulada = pendiente_acumulada + pendiente;
        n_muestras = n_muestras + 1;

        %Encontramos un maximo
        if es_maximo(ciclo_maestro, j, 10)

            %plot(ones(size(ciclo_maestro))*ciclo_maestro(j), 'g');

            %Si esta por encima almacenamos y pendiente acumlada es
            %menor
            if ciclo_maestro(j) > maximo_local(i) && n_muestras >
n_muestras_ultimo% && pendiente_acumulada < ultima_pendiente
                maximo_local(i) = ciclo_maestro(j);
                %ultima_pendiente = pendiente_acumulada;
                n_muestras_ultimo = n_muestras;
                indice_maximo_maestro = j;
                %disp(['guardamos: ', num2str(n_muestras), ', ',
num2str(n_muestras_ultimo)]);
                n_muestras = 0;
                % Si no, hemos terminado
            else

                %disp(['descartamos: ', num2str(n_muestras), ', ',
num2str(n_muestras_ultimo)]);
                if n_maximos == limite_maximos
                    break;
                else
                    n_maximos = n_maximos + 1;
                end
            end

            %Reiniciamos pendiente acumulada
            %pendiente_acumulada = 0;
            %pause;
        end
    end
end

```



```

        %disp('YA');
        %pause;
        support_delay(i) = indice_maximo_esclavo - (indice_maximo_maestro -
pico_maestro_offset);
    else
        support_delay(i) = indice_maximo_esclavo - (indice_maximo_maestro -
pico_maestro_offset);
    end
else
    %Volume accuracy
    volumen_maximo = max(ciclo_volumen(:));
    %
    if length(volumen_maximo) > 1
    %
        volumen_maximo = volumen_maximo(1);
    %
    end
    diferencia = (volumen_maximo * 1000) - volume_set;
    Vacc = round(diferencia / volume_set * 100);
    if Vacc > 0
        volume_accuracy(i) = 100 - Vacc;
    end
    if Vacc < 0
        volume_accuracy(i) = (100 + Vacc) * -1;
    end
    if Vacc == 0
        volume_accuracy(i) = 100;
    end
end

%Display
clc
disp(n)
disp('-----');
disp(['pressure_drop: ', num2str(pressure_drop(i)), ' HPa']);
disp(['trigger_delay: ', num2str(trigger_delay(i)), ' ms']);
disp(['time_to_paw_min: ', num2str(time_to_paw_min(i)), ' ms']);
disp(['pressure_rise: ', num2str(pressure_rise(i)), ' ms']);
if strcmp('B', prueba)
    disp(['pressure_accuracy: ', num2str(pressure_accuracy(i)), ' %']);
else
    disp(['volume_accuracy: ', num2str(volume_accuracy(i)), ' %']);
end
disp(['ptp_simple: ', num2str(ptp_simple(i)), ' HPa.s']);
disp(['ptp: ', num2str(ptp(i)), ' HPa.s']);
disp(['ptp300: ', num2str(ptp300(i)), ' HPa.s']);
disp(['ptp500: ', num2str(ptp500(i)), ' HPa.s']);
disp(['cte_t_exp: ', num2str(cte_tiempo_expiratorio(i)), ' s']);

% Validation
scrsz = get(0,'ScreenSize');
hq = figure('OuterPosition',[1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*5/6 scrsz(4)*2/3]);
maximo_ciclo = ciclo(indice_maximo_esclavo);
subplot(1,4,1), plot(ciclo);
hold on
plot(ones(size(ciclo))*maximo_ciclo, 'r')
plot(indice_ptp, ciclo(indice_ptp), 'r+')
plot(indice_ptp_simple, ciclo(indice_ptp_simple), 'r+')
plot(indice_pressure_rise, ciclo(indice_pressure_rise), 'r+')
plot(1, ciclo(ciclos_offset(i)+1), 'r+')
plot(300, ciclo(:), 'g')

```

```

plot(500, ciclo(:), 'g')
hold off

if strcmp(prueba, 'B')
    subplot(1,4,2), plot(ciclo_maestro);
    hold on
    plot(indice_maximo_maestro,ciclo_maestro(indice_maximo_maestro), 'r+');
    hold off
end

subplot(1,4,3), plot(ciclo_volumen);
hold on
plot(ones(size(ciclo_volumen))*volumen_maximo, 'r');
hold off

subplot(1,4,4), plot(ciclo_flujo);
hold on
plot(ciclo_flujo_f, 'g');
plot(ones(size(ciclo_flujo))*minimo_flujo, 'r');
hold off

title([n, 'Te: ', num2str(cte_tiempo_expiratorio(i))]);

decision = questdlg('¿Es válido?', 'Verificacion de máximos', 'Sí', 'No', 'Sí');

close(hq);

switch (decision)
    case 'Sí'
        correcto = 1;
    case 'No'
        %Pedimos interaccion
        override = 1;

        scrsz = get(0, 'ScreenSize');
        hq = figure('OuterPosition', [1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*2/3 scrsz(4)*2/3]);

        %Esclavo
        plot(ciclo);
        pointer = ginput(1);
        maximoy = max(ciclo(pointer(1,1)-20:pointer(1,1)+20));
        indice_maximo_esclavo = find(ciclo==maximoy);

        if length(indice_maximo_esclavo) > 1
            indice_maximo_esclavo = indice_maximo_esclavo(1);
        end

        if strcmp(prueba, 'B')
            %Maestro
            plot(ciclo_maestro);
            pointer = ginput(1);
            maximoy = max(ciclo_maestro(pointer(1,1)-20:pointer(1,1)+20));
            indice_maximo_maestro = find(ciclo_maestro==maximoy);

            if length(indice_maximo_maestro) > 1
                indice_maximo_maestro = indice_maximo_maestro(1);
            end
        end
end

```

```

        % Volumen
        plot(ciclo_volumen);
        pointer = ginput(1);
        volumen_maximo_sel = max(ciclo(pointer(1,1)-20:pointer(1,1)+20));

        if length(volumen_maximo_sel) > 1
            volumen_maximo_sel = volumen_maximo_sel(1);
        end

        close(hq);
    end
    indice_maximo_esclavo_save(i) = indice_maximo_esclavo;
% Interaccion
end

%Para todo ciclo seleccionado
end

% Display
for i=1:n_ciclos
    if i==1
        cadena_a_mostrar = errores{i};
    else
        cadena_a_mostrar = [cadena_a_mostrar ' ', ' errores{i}'];
    end
end
disp([n ': ' cadena_a_mostrar]);

% Obtenemos indices validos
validos = find(ciclos_validos);
if length(validos) > numero_picos_validos
    validos = validos(1:numero_picos_validos);
end

figure(5);
for i=1:n_ciclos
    ciclo_volumen = ciclos_volumen{i};
    subplot(2,n_ciclos,i), plot(ciclo_volumen);
end

%Plot
for j=1:length(validos)%n_ciclos
    ciclo = ciclos_select{validos(j)};
    maximo_ciclo = max(ciclo(:));
    subplot(2,length(validos),j), plot(ciclo);
    hold on
    plot(ones(size(ciclo))*ciclo(1), 'r')
    plot(ones(size(ciclo))*maximo_ciclo, 'r')
    hold off
    title(errores{validos(j)});
end

%Display
%disp(['pressure_drop: ', num2str(mean(pressure_drop)), ' HPa']);
%disp(['trigger_delay: ', num2str(mean(trigger_delay)), ' ms']);

```



```

respirador = n(1:3);
paciente = n(4);
esfuerzo = n(5);
prueba = n(6);
indice = n(7:end);

switch(respirador)
    case 'Car'
        titulo_graf = 'Draeger Carina, ';
    case 'HC2'
        titulo_graf = 'Hamilton C2, ';
    case 'V60'
        titulo_graf = 'Philips V60, ';
    case 'Sav'
        titulo_graf = 'Draeger Savina, ';
    case 'Tra'
        titulo_graf = 'Respironics Trilogy 100 Active PAP, ';
    case 'Trp'
        titulo_graf = 'Respironics Trilogy 100 Passive PAP, ';
    case 'Vel'
        titulo_graf = 'Carefusion Vela, ';
end

switch(paciente)
    case '1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'normal pattern, '];
    case '2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'obstructive pattern, '];
    case '3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'restrictive pattern, '];
    case '4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'mixed pattern, '];
end

switch(esfuerzo)
    case '2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'low breathing effort, '];
    case '4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'high breathing effort, '];
end

switch([prueba,indice])
    case 'A1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP min'];
    case 'A2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP 5HPa'];
    case 'A3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP 10HPa'];
    case 'B1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP min'];
    case 'B2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP min'];
    case 'B3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP min'];
    case 'B4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP min'];
    case 'B5'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP 5HPa'];
end

```

```
case 'B6'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP 5HPa'];
case 'B7'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP 5HPa'];
case 'B8'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP 5HPa'];
case 'B9'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP 10HPa'];
case 'B10'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP 10HPa'];
case 'B11'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP 10HPa'];
case 'B12'
    titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP 10HPa'];
end

title(titulo_graf);

saveas(hq,['img\'',n,'_',num2str(g)],'jpg');
close(hq);
end
end

fclose(fd);
```

Archivo "procesar_manual.m"

```

clc
clear all
close all
warning off
addpath(pwd)

% Parametros
% -----
t_muestra = 0.001; % segundos

volt2lps = 0.759; %litros por segundo
volt2hpa = 9.5; %10/1.45; %hectopascales

numero_ciclos_minimo = 5;
margen_base_ciclos_validos = 0.2;

pressure_set = [8, 13, 18, 23, 10, 15, 20, 25, 15, 20, 25, 30];
volume_set = 500;

% -----

% Cargamos filtro
% load fir_flujo
% load fir_pesclavo
% load fir

% NOMBRE CARPETA RESPIRADOR
carpeta = '111';
cd(carpeta)
filenames = ls('mat\*.mat');
%filenames = 'Car12B9.mat';

% SI ya habiamos empezado el respirador seguimos
try
    load indice_file
    fd = fopen(['resultados_', carpeta, '.csv'], 'a');
catch
    indice_file = 1;
    fd = fopen(['resultados_', carpeta, '.csv'], 'w');
    fprintf(fd, [carpeta,
';;;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP300;PTP500;VTacc;Pacc;Te;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP300;PTP
500;VTacc;Pacc;Te\n']);
end

% Empezamos a cargar ficheros
for d = indice_file : size(filenames,1)

    indice_file = d;
    save indice_file indice_file

    %Load file
    load(['mat\' , filenames(d,:)]);

    %data = acq.data;

    %Sacamos informacion del nombre de fichero
    [p,n,e] = fileparts(filenames(d,:));

```

```

respirador = n(1:3);
paciente = n(4);
esfuerzo = n(5);
prueba = n(6);
indice = n(7:end);

%Indices de graficas
p_esclavo = 1;
p_maestro = 2;
f_esclavo = 3;

volt2lps = 0.66; %litros por segundo

% Override parameters
switch(respirador)
    case 'Car'
        if strcmp(n, 'Car12B5')
            volt2lps = 37.774; %litros por segundo
        end
    case 'Sav'
        volt2lps = 37.774; %litros por segundo
    case 'Trp'
        volt2lps = 37.774; %litros por segundo
    case 'Vel'
        volt2lps = 37.774; %litros por segundo
end

% Extraemos datos
presion_maestro = data(:,p_maestro)' * volt2hpa;
presion_esclavo = data(:,p_esclavo)' * volt2hpa;
flujo_esclavo = data(:,f_esclavo)' * volt2lps;

% Filtramos señales
% presion_maestro_f = filter(fir_pesclavo, presion_maestro);
% presion_esclavo_f = filter(fir_pesclavo, presion_esclavo);
% flujo_esclavo_f = filter(fir_flujo, flujo_esclavo);
presion_maestro_f = presion_maestro;
presion_esclavo_f = presion_esclavo;
flujo_esclavo_f = flujo_esclavo;

% Maximos para representar correctamente
max_presion = max(presion_esclavo_f(:));
if length(max_presion) > 1
    max_presion = max_presion(1);
end
max_flujo = max(flujo_esclavo_f(:));
if length(max_flujo) > 1
    max_flujo = max_flujo(1);
end
min_presion = min(presion_esclavo_f(:));
if length(min_presion) > 1
    min_presion = min_presion(1);
end
min_flujo = min(flujo_esclavo_f(:));
if length(min_flujo) > 1
    min_flujo = min_flujo(1);
end

% Seleccion lineas base

```



```

scrsz = get(0,'ScreenSize');
hq = figure('OuterPosition',[1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*5/6 scrsz(4)*2/3]);

% PRESION
plot(presion_esclavo_f);
title('Seleccione la línea de base de presión mínima aproximada');

seleccion = ginput(1);
linea_base_presion = seleccion(1,2);

% MARGEN
plot(presion_esclavo_f);
hold on
plot(ones(size(presion_esclavo_f))*linea_base_presion, 'r');
hold off
title('Seleccione margen de detección de estimulación de ciclos');

seleccion = ginput(1);
margen_base_presion = linea_base_presion - seleccion(1,2);

plot(flujo_esclavo_f);
title('Seleccione la línea base para el flujo aproximada');

seleccion = ginput(1);
linea_base_flujo = seleccion(1,2);

% Cerramos figura
close(hq);

% Corregimos linea base flujo
flujo_esclavo_f = flujo_esclavo_f - linea_base_flujo;
flujo_esclavo = flujo_esclavo - linea_base_flujo;

% FACTOR CORRECTOR DE FLUJO
% -----
%flujo_esclavo_f = flujo_esclavo_f * factor_corrector_flujo;

% Seleccion de ciclos
ultima_X = 2;
seguir = 1;
n_ciclos = 0;
auto = 1;
while (seguir)

    if auto == 1
        %Selecciona automatica de ciclos

        try
            [selec_Xi, selec_Xf] = seleccionar_ciclos(presion_esclavo_f, presion_maestro_f,
linea_base_presion, margen_base_presion, ultima_X);
        catch
            selec_Xi = 1;
            selec_Xf = 10;
        end

    else
        %Selección manual de ciclos

```

```

% Creamos figura vacia
scrsz = get(0,'ScreenSize');
hq = figure('OuterPosition',[1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*5/6 scrsz(4)*2/3]);

% Solapamos presion maestro
plot(presion_maestro_f, 'g');
hold on;
plot(presion_esclavo_f);
plot([ultima_X ultima_X], [min_presion max_presion], 'r');
hold off;
legend('Maestro' , 'Esclavo');

title('Seleccione el INICIO de un ciclo: INICIO');

seleccion = ginput(1);
selec_Xi = int32(seleccion(1,1));

plot(presion_maestro_f, 'g');
hold on;
plot(presion_esclavo_f);
plot(ultima_X, presion_esclavo_f(ultima_X), 'k+');
plot(selec_Xi, presion_esclavo_f(selec_Xi), 'r+');
hold off;
legend('Maestro' , 'Esclavo');

title('Seleccion el FINAL de un ciclo:');

seleccion = ginput(1);
selec_Xf = int32(seleccion(1,1));

% Cerramos figura
close(hq);
end

ultima_X = selec_Xf;

% Ajustamos ciclo
[ini_ciclo, fin_ciclo] = extraer_ciclo (presion_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf),
linea_base_presion, margen_base_ciclos_validos)

% Calculamos volumen
ciclo_volumen = calcular_volumen(flujo_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf), t_muestra);

% Preguntamos si es correcto
scrsz = get(0,'ScreenSize');
hq = figure('OuterPosition',[1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*5/6 scrsz(4)*2/3]);
subplot(1,3,1), plot(presion_maestro_f(selec_Xi:selec_Xf), 'g');
hold on
plot(presion_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf));
hold off
title('Presion');
subplot(1,3,2), plot(flujo_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf));
title('Flujo');
subplot(1,3,3), plot(ciclo_volumen);
title('Volumen');

decision = questdlg('Confirme que el ciclo es válido','Validacion', 'Sí', 'No', 'Sí');
close(hq);

switch (decision)

```

```

        case 'Sí'
            % Guardamos ciclos
            n_ciclos = n_ciclos + 1;
            ciclos_presion_esclavo{n_ciclos} = presion_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf);
            ciclos_presion_maestro{n_ciclos} = presion_maestro_f(selec_Xi:selec_Xf);
            ciclos_flujo_esclavo{n_ciclos} = flujo_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf);
            ciclos_volumen{n_ciclos} = ciclo_volumen;

            % Para la grafica
            ciclos_presion_esclavo_g{n_ciclos} = presion_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf);
            ciclos_flujo_esclavo_g{n_ciclos} = flujo_esclavo_f(selec_Xi:selec_Xf);
        end

        % Ya tenemos bastantes ciclos
        if n_ciclos == numero_ciclos_minimo
            break;
        end

        % Seguimos?
        decision = questdlg('¿Desea continuar con la selección de ciclos?',[num2str(n_ciclos)
        , 'ciclos'], 'Sí', 'No', 'Manual', 'Sí');

        switch (decision)
            case 'No'
                seguir = 0;
            case 'Manual'
                auto = 0;
        end

    end

    end

    %Procesamos ciclos
    for i=1:n_ciclos

        % Extraemos ciclo
        ciclo_presion_esclavo = ciclos_presion_esclavo{i};
        ciclo_presion_maestro = ciclos_presion_maestro{i};
        ciclo_flujo_esclavo = ciclos_flujo_esclavo{i};
        ciclo_volumen = ciclos_volumen{i};

        % Seleccion puntos clave
        scrsz = get(0, 'ScreenSize');
        hq = figure('OuterPosition',[1 scrsz(4)/3 scrsz(3)*5/6 scrsz(4)*2/3]);

        seguir = 1;
        auto = 1;
        while (seguir)

            if auto
                %Selecciona automatica de puntos
                [inicio_caida, minimo_caida, fin_caida, indice_maximo_esclavo,
                indice_maximo_esclavo_SD] = puntos_presion_esclavo(ciclo_presion_esclavo, linea_base_presion,
                margen_base_presion);
                indice_maximo_esclavo_save(i) = indice_maximo_esclavo;

                auto = 0;

            else

```

```

%Selección manual de puntos
% Inicio caída
plot(ciclo_presion_esclavo);
title('Inicio de desencadenamiento');
seleccion = ginput(1);
inicio_caída = int32(seleccion(1,1));

% Mínimo caída
plot(ciclo_presion_esclavo);
hold on
plot(inicio_caída, ciclo_presion_esclavo(inicio_caída), 'r+');
hold off
title('Mínima presión del desencadenamiento');
seleccion = ginput(1);
minimo_caída = int32(seleccion(1,1));

% Fin caída
plot(ciclo_presion_esclavo);
hold on
plot(inicio_caída, ciclo_presion_esclavo(inicio_caída), 'r+');
plot(minimo_caída, ciclo_presion_esclavo(minimo_caída), 'r+');
hold off
title('Final del desencadenamiento');
seleccion = ginput(1);
fin_caída = int32(seleccion(1,1));

% máximo
plot(ciclo_presion_esclavo);
hold on
plot(inicio_caída, ciclo_presion_esclavo(inicio_caída), 'r+');
plot(minimo_caída, ciclo_presion_esclavo(minimo_caída), 'r+');
plot(fin_caída, ciclo_presion_esclavo(fin_caída), 'r+');
hold off
title('Presión máxima del ciclo');
seleccion = ginput(1);

maximoy = max(ciclo_presion_esclavo(seleccion(1,1)-20:seleccion(1,1)+20));
indice_maximo_esclavo = find(ciclo_presion_esclavo==maximoy);

if length(indice_maximo_esclavo) > 1
    indice_maximo_esclavo = indice_maximo_esclavo(end);
end
indice_maximo_esclavo_save(i) = indice_maximo_esclavo;

end

%Save
inicio_caída_s(i) = inicio_caída;
minimo_caída_s(i) = minimo_caída;
fin_caída_s(i) = fin_caída;
indice_maximo_esclavo_s(i) = indice_maximo_esclavo;

% Fin ciclo
plot(ciclo_presion_esclavo);
hold on
plot(inicio_caída, ciclo_presion_esclavo(inicio_caída), 'r+');
plot(minimo_caída, ciclo_presion_esclavo(minimo_caída), 'r+');
plot(fin_caída, ciclo_presion_esclavo(fin_caída), 'r+');
plot(indice_maximo_esclavo, ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo), 'r+');
hold off

```

```

%         title('FIN CICLO');
%         seleccion = ginput(1);
%         fin_ciclo = int32(seleccion(1,1));

% Verificacion
plot(ciclo_presion_esclavo);
hold on
plot(inicio_caida, ciclo_presion_esclavo(inicio_caida), 'r+');
plot(minimo_caida, ciclo_presion_esclavo(minimo_caida), 'r+');
plot(fin_caida, ciclo_presion_esclavo(fin_caida), 'r+');
plot(indice_maximo_esclavo, ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo), 'r+');
%plot(fin_ciclo, ciclo_presion_esclavo(fin_ciclo), 'r+');
hold off
title('Verificación');

% Seguimos?
decision = questdlg('¿Correcto?', 'Validar', 'Sí', 'No', 'Sí');

switch (decision)
    case 'Sí'
        seguir = 0;
end
end

%Maximo esclavo para supportdelay
seguir = 1;
manu = 0;
while (seguir)

    %Seleccion manual de puntos
    if manu
        % maximo
        plot(ciclo_presion_esclavo);
        title('Final del soporte de presión');
        seleccion = ginput(1);

        maximoy = max(ciclo_presion_esclavo(seleccion(1,1)-20:seleccion(1,1)+20));
        indice_maximo_esclavo_SD = find(ciclo_presion_esclavo==maximoy);

        if length(indice_maximo_esclavo_SD) > 1
            indice_maximo_esclavo_SD = indice_maximo_esclavo_SD(end);
        end
    end

    %Save
    indice_maximo_esclavo_SD_s(i) = indice_maximo_esclavo_SD;

    manu = 1;

    % Verificacion
    plot(ciclo_presion_esclavo, 'g');
    hold on
    plot(indice_maximo_esclavo_SD, ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo_SD),
'r+');
    %plot(fin_ciclo, ciclo_presion_esclavo(fin_ciclo), 'r+');
    hold off
    title('Verificación');

    % Seguimos?

```

```

decision = questdlg('¿Correcto?', 'Validar', 'Sí', 'No', 'Sí');

switch (decision)
    case 'Sí'
        seguir = 0;
    end
end

% Maximso maestro
seguir = 1;
auto = 1;
while (seguir)

    if auto

        %Selecciona automatica de puntos
        indice_maximo_maestro = puntos_presion_maestro(ciclo_presion_maestro);

        auto = 0;

    else

        % Inicio caida
        plot(ciclo_presion_maestro);
        title('Final de la meseta de presión del ciclo maestro');
        seleccion = ginput(1);

        maximoy = max(ciclo_presion_maestro(seleccion(1,1)-20:seleccion(1,1)+20));
        indice_maximo_maestro = find(ciclo_presion_maestro==maximoy);

        if length(indice_maximo_maestro) > 1
            indice_maximo_maestro = indice_maximo_maestro(end);
        end

    end

    %Save
    indice_maximo_maestro_s(i) = indice_maximo_maestro;

    % Validamos
    plot(ciclo_presion_maestro);
    hold on
    plot(indice_maximo_maestro, ciclo_presion_maestro(indice_maximo_maestro), 'r+');
    hold off
    % Seguimos?
    decision = questdlg('¿Correcto?', 'Validar', 'Sí', 'No', 'Sí');

    switch (decision)
        case 'Sí'
            seguir = 0;
        end
    end

    % Minimo flujo
    seguir = 1;
    auto = 1;
    while (seguir)

        if auto

```

```

%Selecciona automatica de puntos
[m, v] = min(ciclo_flujo_esclavo);
if length(m) > 1
    m = m(1);
    v = v(1);
end
indice_minimo_flujo = v;

auto = 0;

else

    % Minimo flujo
    plot(ciclo_flujo_esclavo(:));
    title('Flujo mínimo');
    seleccion = ginput(1);

    minimoy = min(ciclo_flujo_esclavo(seleccion(1,1)-20:seleccion(1,1)+20));
    indice_minimo_flujo = find(ciclo_flujo_esclavo==minimoy);

    if length(indice_minimo_flujo) > 1
        indice_minimo_flujo = indice_minimo_flujo(end);
    end

end

%Save
indice_minimo_flujo_s(i) = indice_minimo_flujo;

% Validamos
plot(ciclo_flujo_esclavo);
hold on
plot(indice_minimo_flujo, ciclo_flujo_esclavo(indice_minimo_flujo), 'r+');
hold off

% Seguimos?
decision = questdlg('¿Correcto?', 'Validar', 'Sí', 'No', 'Sí');

switch (decision)
    case 'Sí'
        seguir = 0;
end

end

% Volumen
seguir = 1;
auto = 1;
while (seguir)

    if auto

        %Selecciona automatica de puntos
        [mv, vv] = max(ciclo_volumen(:));
        if length(mv) > 1
            mv = mv(1);
            vv = vv(1);
        end
        indice_maximo_volumen = vv;
    end
end

```

```

        auto = 0;

    else

        % Inicio caida
        plot(ciclo_volumen);
        title('Volumen máximo');
        seleccion = ginput(1);

        maximoy = max(ciclo_volumen(seleccion(1,1)-20:seleccion(1,1)+20));
        indice_maximo_volumen = find(ciclo_volumen==maximoy);

        if length(indice_maximo_volumen) > 1
            indice_maximo_volumen = indice_maximo_volumen(end);
        end

    end

    indice_maximo_volumen_s(i) = indice_maximo_volumen;

    % Validamos
    plot(ciclo_volumen);
    hold on
    plot(indice_maximo_volumen, ciclo_volumen(indice_maximo_volumen), 'r+');
    hold off

    % Seguimos?
    decision = questdlg('¿Correcto?', 'Validar', 'Sí', 'No', 'Sí');

    switch (decision)
        case 'Sí'
            seguir = 0;
        end
    end

end

close(hq);

% Calculos
% -----
%Pressure drop
pressure_drop(i) = ciclo_presion_esclavo(inicio_caida) -
ciclo_presion_esclavo(minimo_caida);

%Trigger delay
trigger_delay(i) = fin_caida - inicio_caida;

%PTP
ptp(i) = 0;
for j=inicio_caida:fin_caida
    ptp(i) = ptp(i) + (ciclo_presion_esclavo(inicio_caida) - ciclo_presion_esclavo(j));
end

%PTP_simple
ptp_simple(i) = 0;
for j=inicio_caida:minimo_caida
    ptp_simple(i) = ptp_simple(i) + (ciclo_presion_esclavo(inicio_caida) -
ciclo_presion_esclavo(j));
end

%PTP 300

```



```

    ptp300(i) = sum(ciclo_presion_esclavo(fin_caida:inicio_caida+300) -
ciclo_presion_esclavo(inicio_caida)) + ptp(i);

    %PTP 300
    ptp500(i) = sum(ciclo_presion_esclavo(fin_caida:inicio_caida+500) -
ciclo_presion_esclavo(inicio_caida)) + ptp(i);

    %Time to paw min
    time_to_paw_min(i) = minimo_caida - inicio_caida;

    % Pasamos a segundos
    ptp(i) = ptp(i) / 1000; %En segundos
    ptp_simple(i) = ptp_simple(i) / 1000; %En segundos
    ptp300(i) = ptp300(i) / 1000;
    ptp500(i) = ptp500(i) / 1000;

    %Pressure rise
    max90 = ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo) * 0.9;
    pressure_rise(i) = 0;
    for j=1:length(ciclo_presion_esclavo)
        if ciclo_presion_esclavo(j) <= max90
            pressure_rise(i) = pressure_rise(i) + 1;% + t_muestra;
        else
            break;
        end
    end

    %Constante de tiempo expiratorio
    volumen_maximo = ciclo_volumen(indice_maximo_volumen);
    minimo_flujo = ciclo_flujo_esclavo(indice_minimo_flujo);
    cte_tiempo_expiratorio(i) = abs(volumen_maximo / abs(minimo_flujo));

    % Pruebas A y B
    if strcmp('B', prueba)

        %Pressure accuracy
        diferencia = ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo) -
pressure_set(str2num(indice));
        Pacc = round(diferencia / pressure_set(str2num(indice)) * 100);
        if Pacc > 0
            pressure_accuracy(i) = 100 - Pacc;
        end
        if Pacc < 0
            pressure_accuracy(i) = (100 + Pacc) * -1;
        end
        if Pacc == 0
            pressure_accuracy(i) = 100;
        end

        %Support delay
        support_delay(i) = indice_maximo_esclavo_SD - indice_maximo_maestro;
    else

        %Volume accuracy
        diferencia = (volumen_maximo * 1000) - volume_set;
        Vacc = round(diferencia / volume_set * 100);
        if Vacc > 0
            volume_accuracy(i) = 100 - Vacc;
        end
    end

```

```

    if Vacc < 0
        volume_accuracy(i) = (100 + Vacc) * -1;
    end
    if Vacc == 0
        volume_accuracy(i) = 100;
    end
end

%Display
clc
disp(n)
disp('-----');
disp(['pressure_drop: ', num2str(pressure_drop(i)), ' HPa']);
disp(['trigger_delay: ', num2str(trigger_delay(i)), ' ms']);
disp(['time_to_paw_min: ', num2str(time_to_paw_min(i)), ' ms']);
disp(['pressure_rise: ', num2str(pressure_rise(i)), ' ms']);
if strcmp('B', prueba)
    disp(['pressure_accuracy: ', num2str(pressure_accuracy(i)), ' %']);
    disp(['support_delay: ', num2str(support_delay(i)), ' ms']);
else
    disp(['volume_accuracy: ', num2str(volume_accuracy(i)), ' %']);
end
disp(['ptp_simple: ', num2str(ptp_simple(i)), ' HPa·s']);
disp(['ptp: ', num2str(ptp(i)), ' HPa·s']);
disp(['ptp300: ', num2str(ptp300(i)), ' HPa·s']);
disp(['ptp500: ', num2str(ptp500(i)), ' HPa·s']);
disp(['cte_t_exp: ', num2str(cte_tiempo_expiratorio(i)), ' s']);

% Seguimos?
dcs = questdlg('Verifique los resultados',n,'Ok','Ok');

end

%Guardamos ciclos y puntos
save(['csv\SAVE_',n], 'linea_base_presion', 'margen_base_presion', 'linea_base_flujo',
'ciclos_presion_esclavo', 'ciclos_presion_maestro', 'ciclos_flujo_esclavo', 'ciclos_volumen',
'ciclos_presion_esclavo_g', 'ciclos_flujo_esclavo_g', 'inicio_caida_s', 'minimo_caida_s',
'fin_caida_s', 'indice_maximo_esclavo_s', 'indice_maximo_esclavo_SD_s',
'indice_maximo_maestro_s', 'indice_minimo_flujo_s', 'indice_maximo_volumen_s');

%Figuras
for g = 1:n_ciclos
    scrsz = get(0,'ScreenSize');
    hq = figure('OuterPosition', [1 scrsz(4)/3 1024 1024]);%, 'visible', 'off');

    ciclo = ciclos_presion_esclavo_g{g};
    ciclo_flujo = ciclos_flujo_esclavo_g{g};

    t = 1:indice_maximo_esclavo_save(g);

    [haxes,hline1,hline2] =
plotyy(t,ciclo(1:indice_maximo_esclavo_save(g)),t,ciclo_flujo(1:indice_maximo_esclavo_save(g)),
'plot','plot');

    ylabel(haxes(1),'Pressure (HPa)') % label left y-axis
    ylabel(haxes(2),'Flow (L/s)') % label right y-axis
    xlabel(haxes(2),'Time (ms)') % label x-axis

    respirador = n(1:3);
    paciente = n(4);

```

```

esfuerzo = n(5);
prueba = n(6);
indice = n(7:end);

switch(respirador)
    case 'Car'
        titulo_graf = 'Draeger Carina, ';
    case 'HC2'
        titulo_graf = 'Hamilton C2, ';
    case 'V60'
        titulo_graf = 'Philips V60, ';
    case 'Sav'
        titulo_graf = 'Draeger Savina, ';
    case 'Tra'
        titulo_graf = 'Respironics Trilogy 100 Active PAP, ';
    case 'Trp'
        titulo_graf = 'Respironics Trilogy 100 Passive PAP, ';
    case 'Vel'
        titulo_graf = 'Carefusion Vela, ';
    case '680'
        titulo_graf = 'Philips V680';
end

switch(paciente)
    case '1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'normal pattern, '];
    case '2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'obstructive pattern, '];
    case '3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'restrictive pattern, '];
    case '4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'mixed pattern, '];
end

switch(esfuerzo)
    case '2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'low breathing effort, '];
    case '4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'high breathing effort, '];
end

switch([prueba,indice])
    case 'A1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP min'];
    case 'A2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP 5HPa'];
    case 'A3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP 10HPa'];
    case 'B1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP min'];
    case 'B2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP min'];
    case 'B3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP min'];
    case 'B4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP min'];
    case 'B5'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B6'

```

```

        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B7'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B8'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B9'

        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP 10HPa'];
    case 'B10'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP 10HPa'];
    case 'B11'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP 10HPa'];
    case 'B12'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP 10HPa'];
end

title(titulo_graf);

saveas(hq,['img\' ,n,'_',num2str(g)],'jpg');
close(hq);
end

% Excel
if strcmp('B', prueba)
    fprintf(fd,
[';',paciente,';',esfuerzo,';',prueba,indice,'%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;-';
%;2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;%2f;-;%.2f;%2f;%2f;n'],
mean(pressure_drop(1:n_ciclos)), mean(time_to_paw_min(1:n_ciclos)),
mean(trigger_delay(1:n_ciclos)), mean(pressure_rise(1:n_ciclos)),
mean(support_delay(1:n_ciclos)), mean(ptp_simple(1:n_ciclos)), mean(ptp(1:n_ciclos)),
mean(ptp300(1:n_ciclos)), mean(ptp500(1:n_ciclos)), mean(pressure_accuracy(1:n_ciclos)),
mean(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos)), std(double(pressure_drop(1:n_ciclos))),
std(double(time_to_paw_min(1:n_ciclos))), std(double(trigger_delay(1:n_ciclos))),
std(double(pressure_rise(1:n_ciclos))), std(double(support_delay(1:n_ciclos))),
std(double(ptp_simple(1:n_ciclos))), std(double(ptp(1:n_ciclos))),
std(double(ptp300(1:n_ciclos))), std(double(ptp500(1:n_ciclos))),
std(double(pressure_accuracy(1:n_ciclos))), std(double(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos))));
end
if strcmp('A', prueba)
    fprintf(fd, [';',paciente,';',esfuerzo,';',prueba,indice,'%2f;%2f;%2f;%2f;-';
%;2f;%2f;%2f;%2f;%2f;-;%.2f;%2f;%2f;%2f;%2f;-;%.2f;%2f;%2f;%2f;-;%.2f;n'],
mean(pressure_drop(1:n_ciclos)), mean(time_to_paw_min(1:n_ciclos)),
mean(trigger_delay(1:n_ciclos)), mean(pressure_rise(1:n_ciclos)), mean(ptp_simple(1:n_ciclos)),
mean(ptp(1:n_ciclos)), mean(ptp300(1:n_ciclos)), mean(ptp500(1:n_ciclos)),
mean(volume_accuracy(1:n_ciclos)), mean(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos)),
std(double(pressure_drop(1:n_ciclos))), std(double(time_to_paw_min(1:n_ciclos))),
std(double(trigger_delay(1:n_ciclos))), std(double(pressure_rise(1:n_ciclos))),
std(double(ptp_simple(1:n_ciclos))), std(double(ptp(1:n_ciclos))),
std(double(ptp300(1:n_ciclos))), std(double(ptp500(1:n_ciclos))),
std(double(volume_accuracy(1:n_ciclos))), std(double(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos))));
end

% Seguimos?
decision = questdlg('¿Desea continuar?', n , 'Si', 'No', 'Sí', 'Si');

parar = 0;
switch (decision)
case 'No'
    parar = 1;
end

```

```

        if parar == 1
            %Salimos
            disp('Cerrando el programa');
            break;
        end
    end

    % Cerramos excel
    indice_file = indice_file + 1;
    save indice_file indice_file
    fclose(fd);
    cd ..

```

Archivo “*extraer_ciclo.m*”

```

function [I, F] = extraer_ciclo(signal, linea_base, margen)

I = -1;
for j = 2:length(signal)

    % Inicio_ciclo
    if signal(j) <= linea_base - margen && signal(j-1) >= linea_base - margen

        %Retrocedemos hasta linea base
        for k=j-1:-1:1
            %pendiente = presion_esclavo(k+1) - presion_esclavo(k);
            %if pendiente >= pendiente_minima_picos
            if signal(k) < signal(k+1)

                % Punto inicial
                I = k+1;
                break;
            end
        end
    end

    %Fin de ciclo
    if signal(j) < linea_base + margen && signal(j-1) > linea_base + margen && I > 0

        %Avanzamos hasta linea base
        for k=j:length(signal)
            if signal(k) <= linea_base && signal(k-1) >= linea_base

                %Punto final
                F = k;
                break;
            end
        end
    end
end

end

```


Archivo “*calcular_volumen.m*”

```
function ciclo_volumen = calcular_volumen(signal, t_muestra)

ciclo_volumen(1) = signal(1) * t_muestra;
for j=2:size(signal,2)
    ciclo_volumen(j) = ciclo_volumen(j-1) + (signal(j) * t_muestra);
end
min_volumen = min(ciclo_volumen(:));
if length(min_volumen) > 1
    min_volumen = min_volumen(1);
end
if min_volumen ~= 0
    ciclo_volumen = ciclo_volumen - min_volumen;
end
```

Archivo “*es_maximo.m*”

```
function ok = es_maximo(vector, posicion, margen)
% indica si el valor en la posicion es un maximo local

ini = posicion - margen;
if ini < 1
    ini = 1;
end

fin = posicion + margen;
if fin > length(vector)
    fin = length(vector);
end

%left = mean(vector(ini:posicion-1));
%right = mean(vector(posicion+1:fin));
left = sum(vector(ini:posicion-1) > vector(posicion));
right = sum(vector(posicion+1:fin) >= vector(posicion));

%if right < vector(posicion) && left <= vector(posicion)
if right || left
    ok = 0;
else
    ok = 1;
end
```

Archivo "procesar_saves.m"

```

clc
clear all
close all
warning off
addpath(pwd)

% Parametros
% -----
t_muestra = 0.001; % segundos

% Factor corrector de flujo
factor_corrector_flujo = 1.2;
volt2lps = 0.66 * factor_corrector_flujo; %litros por segundo
volt2hpa = 9.5;%10/1.45; %hectopascasles

numero_ciclos_minimo = 5;
margen_base_ciclos_validos = 0.2;

pressure_set = [8, 13, 18, 23, 10, 15, 20, 25, 15, 20, 25, 30];
volume_set = 500;
% -----

% Cargamos filtro
% load fir_flujo
% load fir_pesclavo
% load fir

% NOMBRE CARPETA RESPIRADOR
carpeta = 'V60';
cd(carpeta)
filenames = ls('csv\SAVE*.mat');

% Abrimos excel
fd = fopen(['resultados_', carpeta, '.csv'], 'w');
fprintf(fd, [carpeta,
';;;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP300;PTP500;VTacc;Pacc;Te;PD;TPM;TDT;PR;SD;PTP;PTPt;PTP300;PTP
500;VTacc;Pacc;Te\n' ]]);

% Empezamos a cargar ficheros
for d = 1 : size(filenames,1)

    filenames(d,:)

    %Sacamos informacion del nombre de fichero
    [p,n,e] = fileparts(filenames(d,:));
    respirador = n(6:8);
    paciente = n(9);
    esfuerzo = n(10);
    prueba = n(11);
    indice = n(12:end);

    % Override parameters
    switch(respirador)
    case 'Car'
        if strcmp(n, 'Car12B5')
            % Factor corrector de flujo

```



```

                                factor_corrector_flujo = 1.7;
                                volt2lps = 22.22; %litros por segundo
                                end
                                case 'Sav'
                                        % Factor corrector de flujo
                                        factor_corrector_flujo = 1.7;
                                        volt2lps = 22.22; %litros por segundo
                                case 'Trp'
                                        % Factor corrector de flujo
                                        factor_corrector_flujo = 1.7;
                                        volt2lps = 22.22; %litros por segundo
                                case 'Vel'
                                        % Factor corrector de flujo
                                        factor_corrector_flujo = 1.7;
                                        volt2lps = 22.22; %litros por segundo
                                end

                                %Load file
                                load(['csv\\', filenames(d,:)]);

                                n_ciclos = length(ciclos_presion_esclavo);

                                %Procesamos ciclos
                                for i=1:n_ciclos

                                        % Extraemos ciclo
                                        ciclo_presion_esclavo = ciclos_presion_esclavo{i};
                                        ciclo_presion_maestro = ciclos_presion_maestro{i};
                                        ciclo_volumen = ciclos_volumen{i};

                                        % Puntos
                                        inicio_caida = inicio_caida_s(i);
                                        minimo_caida = minimo_caida_s(i);
                                        fin_caida = fin_caida_s(i);
                                        indice_maximo_esclavo = indice_maximo_esclavo_s(i);
                                        indice_maximo_esclavo_SD = indice_maximo_esclavo_SD_s(i);
                                        indice_maximo_esclavo_save(i) = indice_maximo_esclavo_s(i);

                                        indice_maximo_maestro = indice_maximo_maestro_s(i);
                                        indice_minimo_flujo = indice_minimo_flujo_s(i);
                                        indice_maximo_volumen = indice_maximo_volumen_s(i);

                                        % Adaptamos factor corrector del flujo
                                        % indice_maximo_volumen = indice_maximo_volumen_s(i);
                                        % volumen_maximo = ciclo_volumen(indice_maximo_volumen);
                                        % if (volumen_maximo * 1000) < volume_set
                                                % signo = -1;
                                        % else
                                                % signo = 1;
                                        % end
                                        ciclo_flujo_esclavo = ciclos_flujo_esclavo{i} * factor_corrector_flujo;% * signo;
                                        ciclo_volumen = calcular_volumen(ciclo_flujo_esclavo, t_muestra);

                                % Calculos
                                % -----

```

```

%Pressure drop
pressure_drop(i) = ciclo_presion_esclavo(inicio_caida) -
ciclo_presion_esclavo(minimo_caida);

%Trigger delay
trigger_delay(i) = fin_caida - inicio_caida;

%PTP
ptp(i) = 0;
for j=inicio_caida:fin_caida
    ptp(i) = ptp(i) + (ciclo_presion_esclavo(inicio_caida) - ciclo_presion_esclavo(j));
end

%PTP_simple
ptp_simple(i) = 0;
for j=inicio_caida:minimo_caida
    ptp_simple(i) = ptp_simple(i) + (ciclo_presion_esclavo(inicio_caida) -
ciclo_presion_esclavo(j));
end

%PTP 300
ptp300(i) = sum(ciclo_presion_esclavo(fin_caida:inicio_caida+300) -
ciclo_presion_esclavo(inicio_caida)) + ptp(i);

%PTP 500
ptp500(i) = sum(ciclo_presion_esclavo(fin_caida:inicio_caida+500) -
ciclo_presion_esclavo(inicio_caida)) + ptp(i);

%Time to paw min
time_to_paw_min(i) = minimo_caida - inicio_caida;

% Pasamos a segundos
ptp(i) = ptp(i) / 1000; %En segundos
ptp_simple(i) = ptp_simple(i) / 1000; %En segundos
ptp300(i) = ptp300(i) / 1000;
ptp500(i) = ptp500(i) / 1000;

%Pressure rise
max90 = ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo) * 0.9;
pressure_rise(i) = 0;
for j=1:length(ciclo_presion_esclavo)
    if ciclo_presion_esclavo(j) <= max90
        pressure_rise(i) = pressure_rise(i) + 1;% + t_muestra;
    else
        break;
    end
end

%Constante de tiempo expiratorio
volumen_maximo = ciclo_volumen(indice_maximo_volumen);
minimo_flujo = ciclo_flujo_esclavo(indice_minimo_flujo);
cte_tiempo_expiratorio(i) = abs(volumen_maximo / abs(minimo_flujo));

% Pruebas A y B
if strcmp('B', prueba)

    %Pressure accuracy
    diferencia = pressure_set(str2num(indice)) -
ciclo_presion_esclavo(indice_maximo_esclavo);
    Pacc = round(diferencia / pressure_set(str2num(indice)) * 100);

```

```

        %pressure_accuracy(i) = Pacc;
    if Pacc > 0
        pressure_accuracy(i) = 100 - Pacc;
    end
    if Pacc < 0
        pressure_accuracy(i) = (100 - Pacc)%; * -1;
    end
    if Pacc == 0
        pressure_accuracy(i) = 100;
    end

    %Support delay
    support_delay(i) = indice_maximo_esclavo_SD - indice_maximo_maestro;
else

    %Volume accuracy
    diferencia = volume_set - (volumen_maximo * 1000);
    Vacc = round(diferencia / volume_set * 100);
    %volume_accuracy(i) = Vacc;
    if Vacc > 0
        volume_accuracy(i) = 100 - Vacc;
    end
    if Vacc < 0
        volume_accuracy(i) = (100 - Vacc);% * -1;
    end
    if Vacc == 0
        volume_accuracy(i) = 100;
    end
end
end

%Figuras
for g = 1:n_ciclos
    scrsz = get(0,'ScreenSize');
    hq = figure('OuterPosition', [1 scrsz(4)/3 1024 1024]);%, 'visible', 'off');

    ciclo = ciclos_presion_esclavo_g{g};
    ciclo_flujo = ciclos_flujo_esclavo_g{g};

    t = 1:indice_maximo_esclavo_save(g);

    [haxes,hline1,hline2] =
    plotyy(t,ciclo(1:indice_maximo_esclavo_save(g)),t,ciclo_flujo(1:indice_maximo_esclavo_save(g)),
    'plot','plot');

    ylabel(haxes(1),'Pressure (HPa)') % label left y-axis
    ylabel(haxes(2),'Flow (L/s)') % label right y-axis
    xlabel(haxes(2),'Time (ms)') % label x-axis

    respirador = n(6:8);
    paciente = n(9);
    esfuerzo = n(10);
    prueba = n(11);
    indice = n(12:end);

    switch(respirador)
        case 'Car'
            titulo_graf = 'Draeger Carina, ';
        case 'HC2'

```

```

        titulo_graf = 'Hamilton C2, ';
    case 'V60'
        titulo_graf = 'Philips V60, ';
    case 'Sav'
        titulo_graf = 'Draeger Savina, ';
    case 'Tra'
        titulo_graf = 'Respironics Trilogy 100 Active PAP, ';
    case 'Trp'
        titulo_graf = 'Respironics Trilogy 100 Passive PAP, ';
    case 'Vel'
        titulo_graf = 'Carefusion Vela, ';
end

switch(paciente)
    case '1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'normal pattern, '];
    case '2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'obstructive pattern, '];
    case '3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'restrictive pattern, '];
    case '4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'mixed pattern, '];
end

switch(esfuerzo)
    case '2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'low breathing effort, '];
    case '4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'high breathing effort, '];
end

switch([prueba,indice])
    case 'A1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP min'];
    case 'A2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP 5HPa'];
    case 'A3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'VC PEEP 10HPa'];
    case 'B1'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP min'];
    case 'B2'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP min'];
    case 'B3'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP min'];
    case 'B4'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP min'];
    case 'B5'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B6'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B7'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B8'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP 5HPa'];
    case 'B9'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 5HPa PEEP 10HPa'];
    case 'B10'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 10HPa PEEP 10HPa'];
    case 'B11'
        titulo_graf = [titulo_graf 'PS 15HPa PEEP 10HPa'];
end

```

```

        case 'B12'
            titulo_graf = [titulo_graf 'PS 20HPa PEEP 10HPa'];
        end

        title(titulo_graf);

        saveas(hq,['img\'n','_',num2str(g)],'jpg');
        close(hq);
    end

% Excel
if strcmp('B', prueba)
    fprintf(fd,
[';',paciente,';',esfuerzo,';',prueba,indice,';%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;-';%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;\n'],
mean(pressure_drop(1:n_ciclos)), mean(time_to_paw_min(1:n_ciclos)),
mean(trigger_delay(1:n_ciclos)), mean(pressure_rise(1:n_ciclos)),
mean(support_delay(1:n_ciclos)), mean(ptp_simple(1:n_ciclos)), mean(ptp(1:n_ciclos)),
mean(ptp300(1:n_ciclos)), mean(ptp500(1:n_ciclos)), mean(pressure_accuracy(1:n_ciclos)),
mean(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos)), std(double(pressure_drop(1:n_ciclos))),
std(double(time_to_paw_min(1:n_ciclos))), std(double(trigger_delay(1:n_ciclos))),
std(double(pressure_rise(1:n_ciclos))), std(double(support_delay(1:n_ciclos))),
std(double(ptp_simple(1:n_ciclos))), std(double(ptp(1:n_ciclos))),
std(double(ptp300(1:n_ciclos))), std(double(ptp500(1:n_ciclos))),
std(double(pressure_accuracy(1:n_ciclos))), std(double(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos))));
end
if strcmp('A', prueba)
    fprintf(fd, [';',paciente,';',esfuerzo,';',prueba,indice,';%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;-';%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;%.2f;\n'],
mean(pressure_drop(1:n_ciclos)), mean(time_to_paw_min(1:n_ciclos)),
mean(trigger_delay(1:n_ciclos)), mean(pressure_rise(1:n_ciclos)), mean(ptp_simple(1:n_ciclos)),
mean(ptp(1:n_ciclos)), mean(ptp300(1:n_ciclos)), mean(ptp500(1:n_ciclos)),
mean(volume_accuracy(1:n_ciclos)), mean(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos)),
std(double(pressure_drop(1:n_ciclos))), std(double(time_to_paw_min(1:n_ciclos))),
std(double(trigger_delay(1:n_ciclos))), std(double(pressure_rise(1:n_ciclos))),
std(double(ptp_simple(1:n_ciclos))), std(double(ptp(1:n_ciclos))),
std(double(ptp300(1:n_ciclos))), std(double(ptp500(1:n_ciclos))),
std(double(volume_accuracy(1:n_ciclos))), std(double(cte_tiempo_expiratorio(1:n_ciclos))));
end
end

% Cerramos excel
fclose(fd);
cd ..

```